



Katharina Olze

# Erzeugung, Erfassung und interindividuelle Übertragung von Biosignalen

Dissertation  
Braunschweig 2017



**Erzeugung, Erfassung und interindividuelle  
Übertragung von Biosignalen**

Von der Fakultät für Elektrotechnik, Informationstechnik, Physik  
der Technischen Universität Carolo-Wilhelmina zu Braunschweig

zur Erlangung des Grades einer Doktorin

der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.)

genehmigte Dissertation

von Katharina Olze, M.Sc.

aus Hameln

eingereicht am: 03.02.2017

mündliche Prüfung am: 02.06.2017

1. Referent: Prof. Dr. rer. nat. Meinhard Schilling

2. Referent: Prof. Dr. med. Peter Werning

Druckjahr: 2017

**Dissertation an der Technischen Universität Braunschweig,  
Fakultät für Elektrotechnik, Informationstechnik, Physik**

# Kurzfassung

Die Messung der Gehirnströme mittels Elektroenzephalographie (EEG) ist ein Standardverfahren in der heutigen medizinischen Diagnostik. Neben der diagnostischen Anwendung werden aktuell Brain-Computer-Interface-Anwendungen (BCIs) entwickelt, welche EEG als Eingabemöglichkeit am PC nutzen. Dies ist insbesondere für Patienten mit Locked-In-Syndrom, welche keine Möglichkeit zur Kommunikation haben, wie ALS-Patienten, eine Chance, sich in Zukunft verständigen zu können. In dieser Arbeit wird mit einem kapazitiven EEG-Helmsystem das Potential visueller Stimulation via Schachbrettmusterumkehr bei unterschiedlichen Frequenzbereichen und Farbkombinationen analysiert. Dabei wurde der Bereich der Stimulationsfrequenzen, welcher standardmäßig im Bereich zwischen 8 und 20 Hz liegt, auf 40 Hz erweitert, um in einer störungs- und rauscharmen Frequenzumgebung bessere Ergebnisse zu erzielen. Neben dem gewünschten Resultat, dass diese zusätzlichen Frequenzen ein nutzbares Signal mit individuellen Unterschieden in der Signalstärke zeigen, wurde beobachtet, dass die Signalfrequenzen im aufgenommenen EEG von der im Stimulationsprogramm eingestellten abweichen. Dadurch wurden neben den EEG-Messungen auch u. a. Messungen der real dargestellten Frequenzen mittels eines am Monitor angebrachten Phototransistors durchgeführt, um die Ursache dieser Abweichung zu finden.

Dabei wurde beobachtet, dass die Anzeige zwischen zwei Frequenzen wechselt und das EEG einen Peak bei der gemittelten Frequenz aufweist. Die Hauptursache für die Abweichung wurde in dem bislang verwendeten Programm zur Stimulationserzeugung in Kombination mit dem nicht echtzeitfähigen Windows als Betriebssystem gefunden. Zum Vergleich wurde ein alternatives Stimulationsprogramm mittels DirectX entwickelt und getestet. Die eingestellten Frequenzen wurden exakt angezeigt, bei keiner Messung gab es Abweichungen.

Als zweites Thema wurden Haut- und Übergangswiderstände zwischen zwei Menschen unter diversen Randbedingungen behandelt und das Übertragungsverhalten elektrischer Signale zwischen Personen untersucht.

Kapazitives EEG, SSVEP-Messungen, Stimulationsfrequenzen, Monitor, DirectX, Hautwiderstand



# Abstract

The measurement of brain activity by electroencephalography (EEG) is commonly used for medical diagnoses. Furthermore, there is much research in the field of brain computer interface applications (BCI). BCIs use EEG signals to provide an alternative input device for handicapped people suffering from the locked in syndrome. In this thesis EEG measurements were performed with a capacitive EEG helmet system while visual stimulation with color reversing checkerboards with different colors and frequencies. The aim was to find stimulation parameters which could provide good response so they can be used for BCI applications. One issue was to avoid the frequency range with high noise. Hence, the most often used frequencies between 8 and 20 Hz were extended to 40 Hz. Additional to the desired result of good response at higher frequencies it was found that the measured frequencies differed from those chosen in the software. Therefore, further investigations were performed to find the source of this phenomenon, for example the displayed stimulation was measured by photo transistors.

It was observed that the displayed pattern switches between two frequencies. The peak in the EEG spectrum fits to the average of these two frequencies. The main source was detected as the used stimulation program in combination with Windows as not real time capable operating system. An alternative stimulation program was implemented with DirectX and measurements for comparison were performed. The frequencies were stable and not varying, not a single aberration was observed.

The second aim of this thesis was to analyze the skin resistance and the resistance between two people on different conditions. Furthermore, the interpersonal transmission behavior of bioelectrical signals was observed.

capacitive EEG, SSVEP measurements, stimulation frequencies, monitor, DirectX, skin resistance





# Abkürzungsverzeichnis

<b>ADC</b>	Analog to Digital Converter, Analog-Digital-Umsetzer
<b>API</b>	Application Program Interface, Graphikschnittstelle
<b>BCI</b>	Brain Computer Interface, Gehirn-Computer-Schnittstelle
<b>BWR</b>	Bildwiederholrate (Frequenz mit welcher Bilder auf einem Computermonitor dargestellt werden)
<b>cEEG</b>	capacitive EEG, kapazitives EEG
<b>CFS</b>	Colour Frequency Sweep, Farb-Frequenz-Durchlauf, Modus im Messprogramm
<b>CPU</b>	Central Processing Unit, Hauptprozessor
<b>CRT</b>	Cathode Ray Tube, Kathodenstrahlröhre
<b>DDI</b>	Display Driver Interface (Schicht zur Bildverarbeitung im Windows-Schichtensystem zwischen GDI und HAL)
<b>DDS</b>	Direkte digitale Synthese
<b>EEG</b>	Elektroenzephalographie
<b>EKP</b>	Ereigniskorrelierte Potentiale
<b>EMG</b>	Institut für Elektrische Messtechnik und Grundlagen der Elektrotechnik
<b>FFT</b>	FastFourierTransformation
<b>FPS</b>	Frames per Second, Einheit der Framerate
<b>GDI</b>	Graphic Device Interface (obere Schicht zur Bildverarbeitung im Windows-Schichtensystem)
<b>GFLOPS</b>	Giga Floating Point Operations per Second (Anzahl der Berechnungen einer Graphikkarte pro Sekunde)
<b>GPU</b>	Graphical Processing Unit, Graphikprozessor

---

<b>HAL</b>	Hardwareabstraktionsschicht, Engl. Hardware Abstraction Layer (unterste und hardware-nächste Schicht des Windows-Schichtensystems; DirectX greift direkt auf diese Schicht zu, sofern die korrekte Hardware vorhanden ist)
<b>LCD</b>	Liquid Crystal Display, Flüssigkristallmonitor
<b>LDO</b>	Low-DropOut-Regler
<b>LS</b>	Linear Spektrum, Amplitudenspektrum
<b>LSD</b>	Linear Spektral Density, Amplitudendichtespektrum
<b>µC</b>	Mikrocontroller
<b>PGA</b>	Programmable Gain Amplifier, programmierbarer Verstärker
<b>PS</b>	Power Spektrum, Leistungsspektrum
<b>PSD</b>	Power Spektral Density, Leistungsdichtespektrum
<b>RGB</b>	Farbsystem, welches Computermonitore verwenden; benannt nach den Farben der Subpixel: Rot, Grün, Blau
<b>SFDR</b>	Spurious-free dynamic range, Störungsfreier Dynamikbereich (Verhältnis der Leistung des Signalpeaks zur maximalen Leistung $\pm 1$ Hz um das Signal)
<b>SNR</b>	Signal-to-Noise-Ratio, Signal-Rausch-Verhältnis (Verhältnis der Leistung des Signalpeaks zur mittleren Leistung $\pm 1$ Hz um das Signal)
<b>SPI</b>	Serial Peripheral Interface
<b>SSVEP</b>	Steady State Visually Evoked Potentials, visuell evozierte Potentiale im eingeschwungenen Zustand
<b>TFT</b>	Thinfilm Transistor, Dünnschichttransistor
<b>UART</b>	Universal Asynchronous Receiver Transmitter
<b>UDP</b>	User Datagram Protocol
<b>USART</b>	Universal Synchronous/Asynchronous Receiver Transmitter
<b>VEP</b>	Visually Evoked Potentials, visuell evozierte Potentiale

# Symbolverzeichnis

$BWR$	Hz	Bildwiederholrate
$C_1$	F	Kapazität 1
$C_2$	F	Kapazität 2
$C_k$	F	Koppelkapazität
$C_p$	F	Parallelkapazität
$C_{\ddot{U}}$	F	Übergangskapazität
$f$	Hz	Frequenz
$\Delta f$	Hz	Frequenzauflösung
$f_{\text{abast}}$	Hz	Abtast-/Samplingfrequenz
$f_g$	Hz	Grenzfrequenz
$f_{\text{max}}$	Hz	maximale im Signal enthaltene Frequenz
$f_{\text{photo}}$	Hz	Frequenz des am Monitor gemessenen Signals / Blink-Frequenz des Schachbrettmusters
$f_{\text{SSVEP}}$	Hz	Frequenz des Signalpeaks bei SSVEP-Anregung im EEG
$f_{\text{stim}}$	Hz	Stimulationsfrequenz
$LS$	V	Spektrale Amplitude
$LSD$	V/ $\sqrt{\text{Hz}}$	Spektrale Amplitudendichte
$m$	1	Zählvariable
$n$	1	Zählvariable
$P(\text{Signal})$	V <sup>2</sup> /Hz	Signalleistungsdichte
$P(\text{noise})$	V <sup>2</sup> /Hz	Rauschleistungsdichte
$P_{\text{max}}(\text{noise})$	V <sup>2</sup> /Hz	max. Rauschleistungsdichte
$PS$	V <sup>2</sup>	Spektrale Leistung
$PSD$	V <sup>2</sup> /Hz	Spektrale Leistungsdichte
$PSD_{rms}$	V <sup>2</sup> /Hz	Effektivwert der spektralen Leistungsdichte
$R_1$	$\Omega$	Widerstand 1
$R_2$	$\Omega$	Widerstand 2
$R_H$	$\Omega$	Hautwiderstand
$R_{H\_LA}$	$\Omega$	Hautwiderstand Innenseite linker Unterarm
$R_{H\_RA}$	$\Omega$	Hautwiderstand Innenseite rechter Unterarm
$R_i$	$\Omega$	Eingangswiderstand
$R_K$	$\Omega$	Körperwiderstand
$R_{K1}$	$\Omega$	Körperwiderstand Person 1
$R_{K2}$	$\Omega$	Körperwiderstand Person 2

$R_p$	$\Omega$	Parallelwiderstand
$R_s$	$\Omega$	Widerstand in Reihe
$R_{\dot{U}}$	$\Omega$	Übergangswiderstand
$R_{\dot{U}L}$	$\Omega$	Übergangswiderstand linke Seite
$R_{\dot{U}R}$	$\Omega$	Übergangswiderstand rechte Seite
$T$	s	Periodendauer
$T_0$	s	Inverses der Bildwiederholfrequenz
$t_1$	s	gemessene Anzeigedauer eines Musters
$t_2$	s	gemessene Anzeigedauer eines Musters
$t_f$	s	gemessene Anzeigedauer eines Musters
$t_{\text{fall}}$	s	Abfallzeit
$T_{\text{High}}$	s	gemessene Anzeigedauer des helleren Musters
$T_{\text{Low}}$	s	gemessene Anzeigedauer des dunkleren Musters
$T_{\text{photo}}$	s	gemessene Dauer bis das ursprüngliche Muster wieder dargestellt wird
$t_{\text{rise}}$	s	Anstiegszeit
$T_{\text{stim}}$	s	inverse Stimulationsfrequenz
$U$	V	Spannung
$U_{\text{max}}$	V	maximale Spannung
$U_N$	V	Spannung
$U_p$	V	Galvani-Spannung an der Phasengrenze
$U_S$	V	Spannung

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>vii</b>
<b>Symbolverzeichnis</b>	<b>ix</b>
<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>xi</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2 Grundlagen</b>	<b>5</b>
2.1 Neurophysiologische und anatomische Grundlagen . . . . .	5
2.1.1 Anatomie des Gehirns . . . . .	5
2.1.2 Aktionspotentiale . . . . .	6
2.1.3 EEG . . . . .	8
2.1.4 Visuell evozierte Potentiale . . . . .	8
2.1.5 Steady-State visuell evozierte Potentiale . . . . .	9
2.1.6 Sehen . . . . .	10
2.2 Technische Grundlagen . . . . .	12
2.2.1 Elektroden . . . . .	12
2.2.2 Ableitungen . . . . .	14
2.2.3 Artefakte . . . . .	15
2.3 Signalerzeugung durch einen Computer . . . . .	16
2.3.1 CPU . . . . .	16
2.3.2 Graphikkarte und GPU . . . . .	16
2.3.3 DirectX . . . . .	17
2.3.4 Monitore . . . . .	17
2.4 Hautwiderstand . . . . .	19
2.4.1 Aufbau der Haut . . . . .	19
2.4.2 Hautwiderstand . . . . .	20
<b>3 Messsystem</b>	<b>21</b>
3.1 cEEG-Helm . . . . .	21
3.1.1 Spannungsversorgung . . . . .	22
3.1.2 Messelektronik . . . . .	23
3.1.3 $\mu$ C mit Bluetooth . . . . .	24
3.2 cEEG-Software . . . . .	25

3.2.1	Datenaufnahme und -auswertung . . . . .	26
3.2.2	Signal-Rausch-Verhältnis . . . . .	26
3.2.3	Spurious-free dynamic range als Alternative zum Signal-Rausch-Verhältnis . . . . .	27
3.2.4	SNR und SFDR in der Messdatenauswertung . . .	28
3.2.5	Schachbrettmustergenerator in C# . . . . .	28
3.2.6	DirectX . . . . .	31
3.3	Monitormessung . . . . .	31
3.3.1	Hardware . . . . .	31
3.3.2	Software . . . . .	32
3.4	Hautwiderstandsmessung . . . . .	34
3.4.1	Vorüberlegungen . . . . .	34
3.4.2	Hardware . . . . .	35
	Spannungsversorgung . . . . .	37
	Widerstandsmessungen . . . . .	37
	EKG-Messung . . . . .	38
3.4.3	Software . . . . .	39
	Kommunikation zwischen den Komponenten . . .	39
	Mittelung . . . . .	40
	Graphische Benutzeroberfläche . . . . .	40
<b>4</b>	<b>Messungen und Auswertung</b>	<b>43</b>
4.1	EEG-Messung . . . . .	43
4.1.1	EEG-Messung mit verschiedenen Farbkombinationen	44
4.1.2	EEG-Messung mit hohen Stimulationsfrequenzen .	54
	Pilotstudie . . . . .	54
	Erweiterte Studie . . . . .	57
4.2	Messung der real angezeigten Stimulationsfrequenzen . .	64
4.2.1	Aufnahmesystem und Auswertung . . . . .	65
4.2.2	Stimulationserzeugung . . . . .	66
	LabVIEW vs. Spektrumanalysator . . . . .	66
4.2.3	Vorüberlegungen Monitor . . . . .	68
	Bildwiederholfrequenz des Monitors . . . . .	71
	Vergleich EEG-Messung mit Musterfrequenz . . .	71
	Messung mit unterschiedlichen Bildwiederholraten	74
	Zeitverlauf . . . . .	76
	Alternative Stimulationserzeugung durch DirectX .	77
4.2.4	Diskussion der Ergebnisse . . . . .	79
4.3	Messungen Hautwiderstand . . . . .	79
4.3.1	Individuelle Unterschiede . . . . .	80
4.3.2	Langzeitmessung . . . . .	81
4.3.3	Frequenzabhängigkeit . . . . .	83
4.3.4	Temperatur . . . . .	84
4.3.5	Stress . . . . .	84
4.3.6	Übergangswiderstand und EKG-Messung . . . . .	85
	Flächenabhängigkeit . . . . .	86
	Elektrode vs. Berührung . . . . .	87
	EKG-Messung mit Dummy . . . . .	89
4.3.7	Diskussion der Ergebnisse . . . . .	90

---

<b>5 Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>93</b>
<b>Wissenschaftliche Publikationen</b>	<b>99</b>
Vorträge und Tagungsbeiträge . . . . .	99
Betreute studentische Arbeiten . . . . .	99
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>101</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>105</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>107</b>
<b>Erklärung</b>	<b>113</b>





# 1

## Einleitung

Die Messung der Gehirnströme mittels Elektroenzephalographie (EEG) ist ein Standardverfahren in der heutigen medizinischen Diagnostik. Es wird unter anderem eingesetzt, um Schlafphasen zu bestimmen, Veränderungen der Hirnströme bei psychischen Krankheiten und deren Medikation zu untersuchen oder zur Bestimmung der Lokalität von Reizleitungsstörungen, wie z. B. Hörstörungen bei Kleinkindern. Als weiterer Forschungsbereich entwickeln sich Brain-Computer-Interface-Anwendungen (BCI), bei denen das EEG als Eingabemöglichkeit am PC genutzt wird, ohne dabei Hände, Tastatur oder Maus zu benutzen [1–4].

In dieser Arbeit wird ein kapazitives EEG-Helmsystem (cEEG) genutzt, welches in vorigen wissenschaftlichen Arbeiten entwickelt wurde [5–7]. Kapazitive Elektroden bieten hierbei den Vorteil, dass im Gegensatz zu galvanischen kein leitfähiger Kontakt zur Kopfhaut nötig ist, um Gehirnaktivität zu messen. Die aufwendige Präparation vor Beginn der Messung mit Reinigung der Kopfhaut, Verwendung von abrasiven Mitteln zur Entfernung von Hautschuppen und Aufbringen von Elektrolytgel zur Verbesserung bzw. Herstellung eines leitfähigen Kontaktes entfällt somit. Allerdings ist das cEEG-Signal abhängig von der Entfernung der Elektroden zur Kopfhaut sowie der relativen Fläche. Wenn eine Elektrode nicht gut anliegt oder verkippt ist, nimmt die Signalqualität ab. Zusätzlich zeigt sie eine Rauschcharakteristik, welche bei den geringen EEG-Signalen insbesondere bei niedrigen Frequenzen, in denen das  $1/f^a$ -Rauschen dominiert, problematisch sein kann.

In dieser Arbeit werden in erster Linie SSVEP-Messungen und auf diesen basierende BCI-Messungen durchgeführt. SSVEP (steady state visually evoked potentials) bedeutet hierbei, dass ein visueller Reiz, welcher sich mit einer Frequenz von über 6 Hz wiederholt, im visuellen Cortex eine im EEG messbare Antwort derselben Frequenz provoziert. Für BCI-Anwendungen kann dies genutzt werden, indem mehrere Reize unterschiedlicher Frequenzen angeboten werden. In diesem Fall sind diese durch Schach-

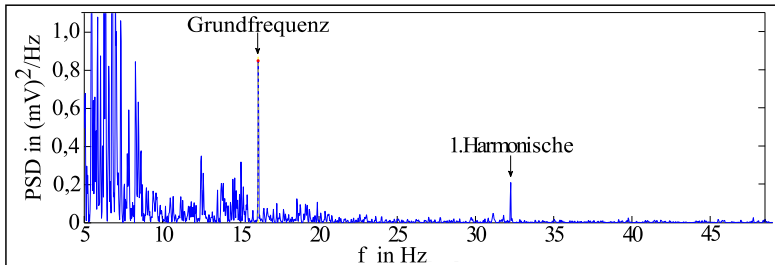


Abbildung 1.1: Beispielhafte cEEG-Messung: Das Rauschen im Bereich bis 15 Hz ist deutlich größer als bei Frequenzen bis 40 Hz. In diesem Fall handelt es sich um eine gute Messung, der SSVEP-Response bei 16,1 Hz sowie seine Harmonische bei 32,2 Hz können deutlich gesehen werden.

brettmuster, welche ihre Farben mit der Stimulationsfrequenz invertieren, realisiert. Durch Konzentration auf eines dieser Muster wird das gemessene SSVEP im EEG die zugehörige Frequenz zeigen. Das Auswertungsprogramm kann somit berechnen, welches Muster fixiert wurde, und den damit verbundenen Befehl ausführen.

Dafür ist es wichtig, dass das SSVEP im EEG nicht von Rauschen oder Störungen verdeckt wird. Eine erhebliche Störung ist hierbei auch das Spontan-EEG: Alle Vorgänge, welche im Gehirn zeitgleich zur SSVEP-Messung ablaufen, werden ebenfalls aufgenommen. Dabei sind insbesondere Aktivitäten im  $\alpha$ -Band, welches im Bereich 8 bis 12 Hz liegt, störend. Diese  $\alpha$ -Wellen treten physiologisch im entspannten Zustand auf. Dadurch, dass in der Literatur meistens Frequenzen von 8 bis 18 Hz zur Stimulation genutzt werden, sind Störungen in diesem Bereich besonders kritisch (Abbildung 1.1, Abbildung 1.2).

Idee dieser Arbeit war es daher, das Potential von höheren Stimulationsfrequenzen für SSVEP-Messungen auszuloten.

Neben erfolgreichen SSVEP-Messungen in einem Bereich bis 40 Hz ist aufgefallen, dass die im EEG-Signal gefundenen Signalamplituden in ihrer Frequenz von der eingestellten Stimulationsfrequenz abweichen. Die Suche nach dem Ursprung dieses reproduzierbaren Fehlers wurde das zweite große Thema dieser Arbeit. Die Möglichkeiten, welche ausgetestet wurden, waren vielseitig, es wurde die gesamte Messkette untersucht von der Stimulationsgenerierung bis zur Analyse der Messdaten.

Dabei wurden zwei unterschiedliche Messungen durchgeführt, um den Fehler zu analysieren: zum einen EEG-Messungen, wobei neben dem menschlichen EEG auch durch einen Signalgenerator erzeugte Signale betrachtet wurden. Zum anderen wurde direkt am Monitor die Folge von Stimulationsmustern mit einem Phototransistor aufgenommen und das generierte Signal betrachtet.

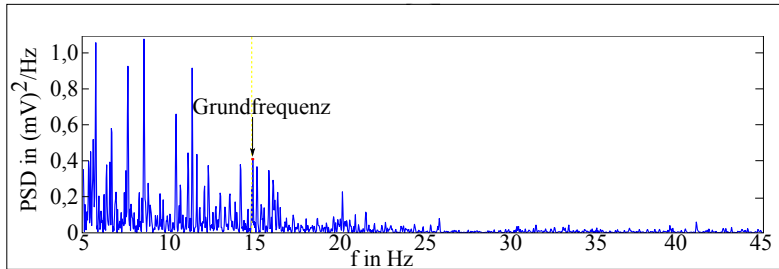


Abbildung 1.2: Beispielhafte cEEG-Messung: Im Gegensatz zu Abbildung 1.1 zeigt diese Messung den häufigeren Fall, dass das gesuchte EEG-Signal von Rauschen und Störungen dominiert wird. Der Response liegt in diesem Fall bei 14,92 Hz und es sind keine höheren Harmonischen zu erkennen.

Neben den Messungen rund um das Thema SSVEP und ihrer Stimulations-erzeugung wurde im Rahmen des Projektes „SEMPER“ für die Berliner Charité ein Datenaufnahmesystem für Haut- und Übergangswiderstände sowie EKG-Signale entwickelt. Dieses wurde genutzt, um den Einfluss unterschiedlicher Parameter wie Temperatur, Zeit, Messfrequenz und Stress in Form von Schmerz auf den Hautwiderstand qualitativ zu beurteilen. Außerdem wurde der Widerstand untersucht, der über eine Berührung zweier Personen gemessen werden kann und das Übertragungsverhalten von elektrischen Signalen zwischen den beiden Personen.

Die Arbeit gliedert sich entsprechend in folgende Kapitel: In den Grundlagen werden sowohl die anatomischen und neurophysiologischen Hintergründe der SSVEP-Erzeugung als auch die technischen Voraussetzungen der EEG-Messung behandelt. Für die Erzeugung der visuellen Stimuli wird auf die computertechnischen Komponenten eingegangen. Im letzten Teil wird der Aufbau der Haut sowie ihre elektrischen Eigenschaften diskutiert. Im Kapitel „Messsystem“ wird auf die konkret in dieser Arbeit verwendeten Systeme eingegangen: den cEEG-Helm, die Software für Datenaufnahme und -auswertung sowie den Stimulationsgenerator, das System, mit welchen die am Monitor angezeigten Schachbrettmusterfolgen aufgenommen wurden, sowie das Datenaufnahmesystem der Hautwiderstandsmessung. Die durchgeführten Messungen und ihre Ergebnisse werden im nächsten Kapitel diskutiert. Zum Schluss folgt eine Zusammenfassung der Ergebnisse und ihrer Konsequenzen sowie ein Ausblick, was in zukünftigen Arbeiten erforscht sowie verbessert werden kann.



# 2

## Grundlagen

### 2.1 Neurophysiologische und anatomische Grundlagen

In diesem Kapitel werden die medizinischen Grundlagen vermittelt, welche für das Verständnis der Messungen notwendig sind. Dabei wird als Erstes der Aufbau des Gehirns und die Entstehung elektrischer Signale im Gehirn allgemein vorgestellt, anschließend die Signalantwort, welche nach einem äußeren Reiz zu beobachten ist. Besonderes Augenmerk wird hierbei auf die visuelle Stimulation gelegt. Da bei der visuellen Wahrnehmung auch das Auge eine wichtige Rolle spielt, werden seine für die Signalverarbeitung wichtigen Komponenten ebenfalls erläutert.

#### 2.1.1 Anatomie des Gehirns

Das Gehirn ist ein komplexes Organ und bildet zusammen mit dem Rückenmark das zentrale Nervensystem. Das Gehirn besteht aus Kleinhirn, Mittelhirn, Zwischenhirn und Großhirn und umfasst des Weiteren zwölf Hirnnerven, die das Gehirn größtenteils verlassen und für die Steuerung und Signalaufnahme der Sinnesorgane zuständig sind, z. B. der Riechnerv oder der Sehnerv [8]. Nerven, welche nicht im Gehirn oder Rückenmark angesiedelt sind, gehören zum peripheren Nervensystem. Dieses gewährleistet die Kommunikation zwischen Gehirn und Körper. Das periphere Nervensystem besteht aus afferenten und efferenten Nervenfasern, die durch die Peripherie des Körpers verlaufen. Die afferenten Neuronen nehmen Reize der Sinneszellen auf und leiten sie zum Rückenmark und Gehirn. Die efferente Nervenzellen geben Steuerbefehle vom Gehirn an ihren jeweiligen Bestimmungsort im Körper weiter.

Für die EEG-Messung spielt nur das Großhirn eine Rolle, alle anderen Teile werden von ihm umschlossen und so von den EEG-Elektroden abgeschirmt. Sie können keinen Beitrag zum Messsignal liefern. Daher soll an dieser Stelle nicht weiter auf sie eingegangen werden; eine gute und

verständliche Übersicht ist unter anderem in [8] zu finden.

Das Großhirn umfasst 10 Milliarden Neuronen und ist stark gefaltet, wodurch es eine Oberfläche von ca.  $2\text{ m}^2$  erlangt [9]. Die gefaltete Oberfläche wird anhand ihrer sulci (Furchen) und gyri (Windungen) unterteilt. Die Primärsulci sind bei allen Menschen gleich. Sie teilen das Großhirn in zwei Hemisphären, die über den Balken miteinander kommunizieren können, und in vier als Lappen bezeichnete Bereiche, den Okzipital- oder Hinterhauptslappen, die Temporal-/Schläfenlappen, den Parietal-/Scheitellappen und den Frontal-/Stirnlappen (Abbildung 2.1). Die Sekundärsulci sind bei allen Menschen ähnlich, die Tertiärsulci jedoch so individuell wie ein Fingerabdruck.

Die vier Lappen haben jeweils Hauptaufgaben; eine strenge Aufteilung ist jedoch nicht möglich, da für jede Aufgabe unterschiedliche Bereiche des Gehirns miteinander kommunizieren [8, 10]. So ist im Okzipitallappen das Sehzentrum, der visuelle Cortex, angesiedelt. Für die Interpretation des Gesehenen wird aber auch auf den Frontallappen zugegriffen, in dem das Arbeitsgedächtnis und das Bewusstsein sitzt, auf den Parietallappen, welcher Bewegungen im Raum erkennt, und auf den Temporallappen, in welchem das Sprachzentrum dem Gesehenen einen Namen geben kann [8].

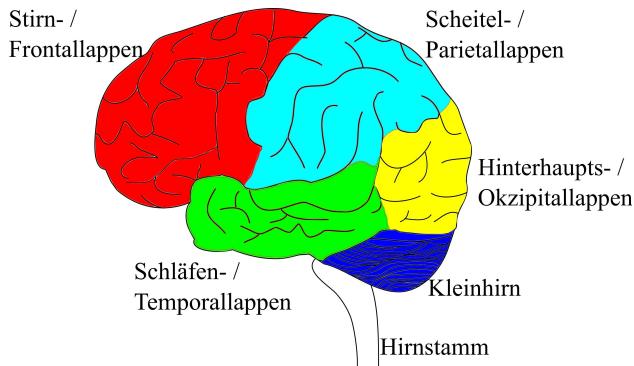


Abbildung 2.1: Vereinfachte Skizze des Gehirns mit farblicher Gliederung in die vier Bereiche des Cortex, sowie Kleinhirn und Hirnstamm.

Die Kommunikation zwischen den Bereichen sowie die Verarbeitung von Signalen wird durch die Nervenzellen gewährleistet. Die Informationsleitung entlang der Nervenzellen geschieht durch Ionenströme, welche als Aktionspotentiale gemessen werden können.

### 2.1.2 Aktionspotentiale

Die Grundlage jedes elektrischen Signales, welches im menschlichen Körper gemessen werden kann, sind die so genannten Aktionspotentiale der

Nervenzellen (Neuronen), welche für die Signalübertragung im Körper verantwortlich sind. Ein Neuron besteht aus einem Soma oder Zellkörper, von welchem Dendriten zu den vorhergehenden und ein Axon zu nachfolgenden Neuronen verlaufen. Die Dendriten nehmen Signale der vorigen Zelle auf, leiten diese zum Soma, welches die Signale aller Dendriten verarbeitet und über das Axon zu den nachfolgenden Neuronen weiterleitet. Der Bereich zwischen dem Axon eines Neurons und dem Dendriten des darauffolgenden wird als synaptischer Spalt bezeichnet (Abbildung 2.2).

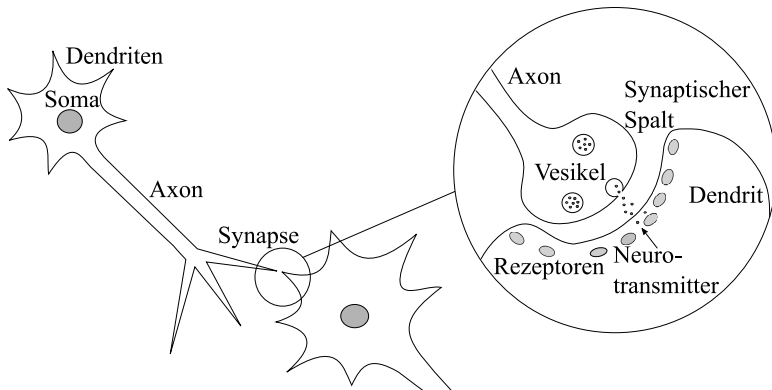


Abbildung 2.2: Vereinfachte Skizze eines Neurons mit Vergrößerung des synaptischen Spaltes zwischen zwei Neuronen.

Elektrische Leitung im menschlichen Körper erfolgt mit Hilfe von Ionen. An der Entstehung von Aktionspotentialen sind in erster Linie Natrium- und Kaliumionen beteiligt. Diese liegen innerhalb und außerhalb der Zelle in spezifischen Konzentrationen vor. Das relative Konzentrationsverhältnis im Ruhezustand des Neurons beträgt von Außen nach Innen 10 zu 1 für Natrium und ungefähr 1 zu 30 für Kalium. Dadurch gibt es einen Potentialabfall vom Zellinneren nach außen von ungefähr -70 mV bis -90 mV. Empfängt ein Dendrit ein Signal werden in der Zellmembran Natrium-Ionenkanäle geöffnet; aufgrund des Konzentrationsgradienten strömen Natriumionen durch die geöffneten Kanäle in die Zelle, das Zellpotential hebt sich bis auf ca. 20 mV. Wird ein Schwellwert überschritten, werden die Natrium-Kanäle geschlossen und Kalium-Kanäle geöffnet. Durch das Ausströmen von Kaliumionen entlang des Konzentrationsgradienten sinkt das Zellpotential wieder herab, bis es das Ruhepotential unterschreitet. Dadurch werden die Kalium-Ionenkanäle geschlossen und Natrium-Kalium-Ionenpumpen stellen den Ausgangszustand wieder her [11].

Diese Ionenverschiebung läuft entlang des Neurons und verursacht sowohl im Zellinneren als auch im Interzellularraum einen Ionenstrom. Es entsteht ein elektrischer Dipol, dessen kortikales Feldpotential im EEG

gemessen werden kann [12].

Um ein Signal von einer Nervenzelle an eine zweite weiterzugeben, wird das elektrische Signal am synaptischen Spalt in ein chemisches umgewandelt [12]. Dabei werden aufgrund der Potentialveränderung im präsynaptischen Axon Vesikel aktiviert, die zum synaptischen Spalt wandern und Neurotransmitter in diesen entlassen. Diese Neurotransmitter binden an die entsprechenden Rezeptoren am postsynaptischen Dendriten an und veranlassen eine Öffnung der dortigen Natriumkanäle. Ein Aktionspotential entsteht.

Allerdings löst nicht jeder Reiz ein Aktionspotential aus. Ein Neuron hat bis zu tausend Dendriten, welche jeweils von einem vorgeschalteten Neuron aktiviert werden können. Zudem gibt es Neuronen, welche hemmende Signale senden. Überschreitet das Summensignal der Dendriten nicht ein Schwellenpotential von ca.  $-50\text{ mV}$ , wird das Aktionspotential nicht ausgelöst, es werden keine Signale über das Axon zur nächsten Nervenzelle weitergeleitet. Auch während des Aktionspotentials oder in der darauf folgenden Refraktärzeit kann eine Nervenzelle keine neuen Signale weiterleiten.

### 2.1.3 EEG

Das Gehirn besteht aus Milliarden von Neuronen, welche Signale weiterleiten und verarbeiten. Das EEG zeigt daher nicht einzelne Aktionspotentiale, sondern eine Vektor-Überlagerung vieler Potentialfelder. Da die Großhirnrinde stark gefaltet ist, sind die Neuronen in alle Raumrichtungen gedreht. Dies hat zur Folge, dass nicht alle Neuronen ein messbares Signal liefern, sondern in erster Linie solche, deren Dipole senkrecht zum Schädel stehen [12]. Zusätzlich heben sich Signale von Nervenzellen, die entgegengesetzt zueinander liegen, auf. Somit trägt nur ungefähr ein Drittel der Nervenzellen im Cortex zum EEG-Signal bei [12].

Neuronen, die tiefer im Gehirn liegen, können generell auch gemessen werden, allerdings nimmt die Signalstärke mit der Entfernung ab.

### 2.1.4 Visuell evozierte Potentiale

Jede Reizantwort des Gehirns auf sensible Afferenzen wird als evoziertes Potential bezeichnet, siehe z. B. [13]. Dabei werden die evozierten Potentiale je nach Art des Reizes unterschieden, so gibt es auditiv, somatosensibel, magnetoelektrisch oder visuell evozierte Potentiale. In dieser Arbeit werden ausschließlich die visuell evozierten Potentiale (VEP) verwendet, die an dieser Stelle genauer vorgestellt werden sollen.

Jeder visuelle Stimulus erzeugt eine Reizantwort, welche insbesondere im Okzipitallappen gemessen werden kann. Dabei wird der Stimulus in der Forschung und Diagnostik z. B. durch Lichtblitze oder Musterumkehrung



realisiert. Bei der Musterumkehrstimulation wird heutzutage meistens mit Schachbrettmustern gearbeitet, bei denen der Reiz durch Invertierung ihrer Farben gegeben wird [14]. Die mittlere Leuchtdichte sollte dabei konstant bleiben, was durch eine gerade Anzahl an Kästchen gewährleistet wird. Verschiedene Parameter der Schachbretter haben dabei Einfluss auf die Größe der Reizantwort. Die Größe des Schachbrettes und der Abstand zwischen den Augen des Probanden und dem Monitor, auf welchem der Reiz präsentiert wird, bestimmt den Anteil des Sehfeldes, welcher stimuliert wird. Der Sehwinkel wird dabei nach (2.1) berechnet, mit der Breite des gesamten Musters und dem Abstand zwischen dem Auge des Betrachters und dem Muster.

$$Winkel = \arctan\left(\frac{Breite}{Abstand}\right) \quad (2.1)$$

Die Amplitude der VEP ist ebenfalls von der Größe des Stimulationsmusters abhängig, erreicht jedoch bei einer Reizfeldgröße von 7,5 - 10° bereits ihr Maximum [14, 15]; nach den Standards der International Society of Clinical Neurophysiology Standards liegt bei mindestens 10° eine Ganzfeldstimulation vor. In dieser Arbeit lag die Größe im Bereich von ca. 10° - 13°. Der Winkel, unter dem ein einzelnes Kästchen gesehen wird, beträgt ca. 1°, dabei wird in (2.1) die Breite eines Kästchens eingesetzt. Hier liegt das Amplituden-Maximum bei 0,2° pro Kästchen [16, 17].

Auch die Farben des Schachbrettes haben einen Einfluss auf das Messergebnis [18-20]. Allerdings handelt es sich hierbei um einen individuellen Parameter. Mit welcher Farbkombination die besten Ergebnisse erzielt werden, ist von Person zu Person unterschiedlich.

### 2.1.5 Steady-State visuell evozierte Potentiale

Zusätzlich wirkt sich die Zeit zwischen zwei aufeinander folgenden Reizen auf die Form der evozierten Potentiale aus. Dabei wird zwischen transienten und Steady-State VEP unterschieden. Bei transientser Stimulation ist sichergestellt, dass die visuelle Signalverarbeitung vor dem folgenden Reiz abgeschlossen ist, während bei Steady-State VEP (SSVEP) die Stimuli mit einer Frequenz von mindestens 6 Hz aufeinander folgen und dadurch das System in einen Schwingungszustand versetzt wird. Bei SSVEP ist der gemessene EEG-Verlauf nahezu sinusförmig, die Frequenz entspricht der Stimulationsfrequenz [21]. Die Messdaten können durch eine FastFourier-Transformation (FFT) in das Frequenzspektrum überführt werden und weisen bei der Stimulationsfrequenz ein Maximum auf, so dass auch ohne weitere Signalverarbeitungsverfahren wie Mittelung [22] der Response gut beobachtet werden kann.

### 2.1.6 Sehen

Da für die visuell evozierten Potentiale das Auge als Eingang der visuellen Reize in den Körper eine wichtige Rolle spielt, soll der für die Arbeit relevante Bereich des Aufbaus der Retina und ihrer Funktionsweise an dieser Stelle kurz erläutert werden. Die Retina ist Teil des Gehirns, im Embryonalstadium entwickelt sie sich aus einer Ausstülpung des Zwischenhirnbodens [9].

Das Licht wird im Auge über zwei Arten Rezeptorzellen aufgenommen, die die Retina bekleiden: ca. 6 Millionen Zapfen für das Hell- oder Farbsehen (auch photopisches Sehen genannt) und ungefähr 120 Millionen Stäbchen, welche für Sehen in der Dunkelheit, skotopisches Sehen, ausgelegt sind und keine Farbinformation liefern [23]. Diese sind ungleichmäßig im Auge verteilt: im Bereich der Fovea, dem Zentrum des schärfsten Sehens, sitzen nur Zapfen, während im Bereich des peripheren Sehens vermehrt Stäbchen zu finden sind. Zusätzlich ist die Rezeptordichte in der Fovea mit 4000 - 5000 Rezeptorzellen/mm<sup>2</sup> besonders hoch und nimmt zur Peripherie ab.

Die Rezeptorzellen wandeln bei Lichteinfall Fotopigmente in ihrem Inneren um. Diese chemische Reaktion im Inneren erzeugt ein elektrisches Signal an ihrem Ausgang und löst somit bei den nachgeschalteten bipolaren Zellen - Neuronen, welche nur einen Dendriten mit vielen Verästelungen haben - ein Aktionspotential aus. Jedes Stäbchen besitzt ca. 100 Millionen Moleküle des Sehfärbstoffs Rhodopsin, welche bei Lichteinfall zerfallen. Dabei ist bereits der Zerfall eines einzelnen Moleküls als elektrisches Ausgangssignal messbar. Dies begrenzt die Empfindlichkeit des menschlichen Sehens. Ein Zerfall eines einzelnen Rhodopsinmoleküls führt jedoch noch nicht zu einem Seheindruck. Erst wenn mehrere benachbarte Zellen Photonen detektieren, führt dieses zu einem wahrnehmbaren Helligkeitssignal. Ab einer Leuchtdichte von ca. 10 cd/m<sup>2</sup> zerfallen alle Rhodopsinmoleküle in den Stäbchen, ihr Ausgangssignal geht in Sättigung und liefert keine verwertbaren Signale mehr. Die Zapfen funktionieren analog, sind jedoch deutlich weniger empfindlich, sie werden erst angesprochen, wenn die Leuchtdichte 3,4 cd/m<sup>2</sup> überschreitet. In dieser Arbeit wurden Messungen in einem Kellerraum mit Deckenlicht durchgeführt, was einer Umgebungsleuchtdichte von über 50 cd/m<sup>2</sup> entspricht [24], bei dem genutzten Monitor liegt die Leuchtdichte um die 300 cd/m<sup>2</sup>, damit sind lediglich die Zapfen an der Entstehung der SSVEP-Signale beteiligt<sup>1</sup>.

Auch ist mit einem einzelnen Zapfen kein differenzierter Farbeindruck möglich, dafür besitzt das menschliche Auge drei Zapfenarten mit unterschiedlichen Spektren, deren Mischung einen Farbeindruck erzeugen.

---

<sup>1</sup>Es sei angemerkt, dass die Leuchtdichte angibt, wie hell etwas wahrgenommen wird. Sie berechnet sich aus der Lichtstärke, welche durch eine Fläche durchtritt oder von dieser reflektiert wird, und ist somit nicht abstandsabhängig. Von einer Lichtquelle, die weiter entfernt ist, kommt zwar weniger Licht im Auge an, allerdings teilt sich dieses auf einen kleineren Teil der Retina auf. Für die Abstände, um die es in dieser Arbeit geht, gibt es somit keinen wahrnehmbaren Helligkeitsunterschied.

So sind Blau-Rezeptorzellen (auch S- oder K-Zapfen genannt für short / kurze Wellenlänge) bei 437 nm am empfindlichsten, Grün-Rezeptoren (M-Zapfen) bei 533 nm und Rot-Rezeptoren (L-Zapfen) bei 564 nm; die Wellenlänge ist spezifisch für ihren jeweiligen Sehfärbstoff.

Wird an einer Rezeptorzelle ein Photon detektiert, ändert sich aufgrund des beschriebenen Farbstoffzerfalls ihr Potential. Durch die Potentialänderung wird ähnlich wie bei Neuronen die Menge an Neurotransmitter, welche an die nachgeschalteten Bipolarzelle gesendet werden, beeinflusst. Der Unterschied zu Neuronen liegt darin, dass bei den Photorezeptoren im Ruhezustand ein Dunkel-Ionenstrom fließt und bei Lichteinfall ihr Potential weiter abgesenkt und der Ionenstrom reduziert wird. Die nachgeschaltete Bipolarzelle kann dabei das Signal mehrerer benachbarter Photorezeptoren zusammenfassen, so dass ein Signal nur dann zum Gehirn weitergeleitet wird, wenn mehrere Sehzellen einen Lichteindruck empfangen haben.

Die jeweilige Anzahl der Rezeptorzellen pro Bipolarzelle hängt von der Lage im Gesichtsfeld ab: in der Makula, dem Bereich des schärfsten Sehens, welcher die Fovea mit einschließt, ist das Verhältnis eins zu eins, während in der Peripherie die Anzahl an Rezeptorzellen pro Bipolarzelle zunimmt. Im Durchschnitt kommen 130 Sehzellen auf eine Bipolarzelle [9]. Dies ist auch im Sehzentrum zu erkennen: die Makula umfasst ca. 0,3% der gesamten Rezeptorzellen im Auge. Die Verarbeitung der hier aufgenommenen Signale beansprucht jedoch ungefähr 50% des primären Sehzentrams [14]. Für die VEP-Messung bedeutet dies, dass Signale, welche im peripheren Gesichtsfeld entstehen nur ca. 15 - 20% des gemessenen VEPs ausmachen.

Bei Zapfen und Stäbchen ist die Zeit, die benötigt wird, ehe ein weiteres Signal ausgelöst werden kann, unterschiedlich. Die so genannte Flimmerfusionsfrequenz, welche beschreibt, wie schnell eine Rezeptorzelle wieder auf einen Reiz reagieren kann, liegt bei Stäbchen ungefähr bei 20 Hz, bei Zapfen je nach Person und Quelle zwischen 40 und 60 Hz [13, 25]. Die Grenze, welche auch im Verlauf dieser Arbeit als Referenz genommen wurde, liegt bei 40 Hz. Dabei muss beachtet werden, dass das Auge bei Stimulation durch Schachbrettmusterinversion jeden Wechsel als Reiz interpretiert. Wenn das Schachbrett mit 20 Hz seine Farbe wechselt, entspricht dies daher einer Stimulation mit 40 Hz.

Die an den Rezeptorzellen erzeugten Signale werden über den Sehnerv aus der Retina geführt. An der Sehbahnkreuzung (Chiasma nervi optici) werden die Signale beider Augen derart umgelenkt, dass die jeweils auf der rechten Seite jeden Auges detektierten Signale auf die linke Hemisphäre geleitet werden und umgekehrt [13]. Im primären Sehzentrum werden die eintreffenden Signale von jeweils zu Säulen zusammengeschlossenen Neuronen bearbeitet. In einer Säule wird dabei dasselbe Signal parallel von mehreren Neuronen ausgewertet: ein Neuron bestimmt die Kontur, eines die räumliche Ausdehnung, eines die Bewegungsrichtung, etc. Die Ergebnisse werden anschließend zu einem Gesamtbild zusammengesetzt und in anderen Bereichen des Gehirnes interpretiert [8].

## 2.2 Technische Grundlagen

Nachdem im vorigen Kapitel erläutert wurde, was in dieser Arbeit gemessen werden sollte, liegt der Fokus dieses Kapitels darauf, die technischen Hintergründe der jeweiligen Messung zu erläutern. Dabei wird auf die Elektroden, mit denen gemessen wird, ihre Anbringung sowie typische Artefakte eingegangen.

### 2.2.1 Elektroden

Zur Auskopplung der EEG-Signale aus dem Körper werden Elektroden verwendet. Dabei kann es sich um galvanische Nass- oder Trockenelektroden, kapazitive oder hybride Elektroden - eine Mischform aus galvanischen und kapazitiven - handeln.

Die Elektroden müssen den Übergang von Ionenstrom innerhalb des Körpers zu Elektronenstrom im Messgerät ermöglichen. An dieser Phasengrenze bildet sich eine materialabhängige Grenzschicht, die Helmholtzdoppelschicht. Für die Charakterisierung der Elektroden wird die Polarisierbarkeit und die Austauschstromdichte betrachtet. Polarisierbarkeit bedeutet, dass die Grenzschicht derart ausgeprägt ist, dass kein Ladungsaustausch stattfinden kann. Die Ladungsträger sammeln sich auf beiden Seiten der Grenzschicht, ohne diese zu passieren. Es ist lediglich ein Verschiebestrom messbar. Für EEG- und EKG-Messungen ist dies für gewöhnlich nicht gewünscht, die Elektroden sollten idealerweise nicht polarisierbar sein, dass heißt, ein Austausch von Ladungsträgern sollte stattfinden können. Als Maß für die Nichtpolarisierbarkeit, welche auf einem Austausch von Elektronen und Ionen zwischen Körper und Elektrode beruht, wird die Austauschstromdichte angegeben. Für eine gute Messung sollte dieser Wert groß sein. In der Praxis werden für gewöhnlich galvanische Silber-Silberchlorid-Elektroden verwendet, da diese aufgrund ihrer hohen Austauschstromdichte und der Tatsache, dass sie nicht polarisierbar sind, einen guten Übergang bilden [26]. Das Silberchlorid an der Grenzschicht kann dabei durch Elektronen, welche im Metall des Leiters frei beweglich vorhanden sind, in Silber und Chlor aufgespalten werden, so dass ein Chlorion als Ladungsträger in den Körper übergehen kann. Umgekehrt kann bei einem Stromfluss in die andere Richtung ein Chlorion aus dem Körper mit einem Silberatom an der Oberfläche der Elektrode zu Silberchlorid reagieren, wobei ein Elektron frei wird, welches zum Elektronenstrom zum Messgerät beiträgt.

Für ein besseres Verständnis der komplexen elektrochemischen Vorgänge an der Phasengrenze, welche sich an diesem Übergang zwischen Elektrode und Körper ausbildet, sei auf [27] und [28] verwiesen.

Die galvanischen Elektroden, zu denen die oben beschriebenen Silber-Silberchlorid-Elektroden zählen, brauchen einen leitfähigen Kontakt zur Kopfhaut, um die EEG-Signale, welche im Bereich weniger  $\mu\text{V}$  liegen, bestmöglich messen zu können. Um den Kontakt zu optimieren, wird vor der Messung die Haut gereinigt, entfettet und mit einem abrasiven Mittel behandelt. Beim Anbringen ist darauf zu achten, dass sich keine Haare

zwischen Elektrode und Kopfhaut befinden, da diese den Übergangswiderstand erhöhen. Dieser sollte maximal 10 k $\Omega$  betragen und bei allen Elektroden gleich sein [11, 13, 29]. Dafür wird bei Nasselektroden ein Elektrolytgel aufgebracht, welches den Übergangswiderstand verringert und den Übergang von Ionenstrom innerhalb des Körpers zu Elektronenstrom im Messgerät unterstützt.

Im Gegensatz zu den galvanischen Elektroden benötigen kapazitive keinen leitfähigen Kontakt, die Signale werden über eine isolierende Schicht kapazitiv eingekoppelt. Dies hat den Vorteil, dass die aufwendige Vorbereitung mit Reinigung der Kopfhaut, Verwendung von abrasiven Mitteln, Anbringen der Elektroden zwischen den Haaren und Aufbringen von Elektrolytgel, komplett entfällt [27, 30, 31].

Der Aufbau einer kapazitiven Elektrode, wie sie in dieser Arbeit verwendet wurde, ist in Abbildung 2.3 zu sehen [5, 32]. Kapazitive Elektroden sind für gewöhnlich aktiv ausgeführt, das Signal wird bereits an der Elektrode verstärkt, bevor es zur Auswertelektronik geleitet wird [27].

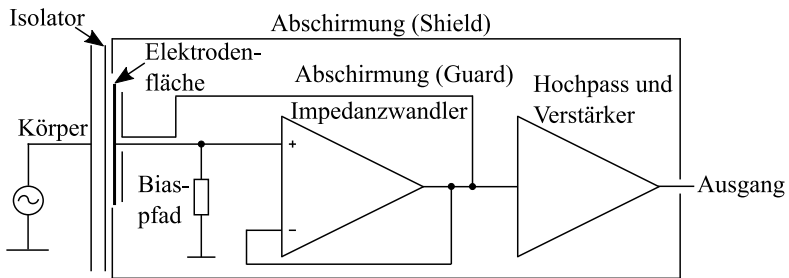


Abbildung 2.3: Systematischer Aufbau einer kapazitiven Elektrode nach [5].

Die Elektrodenfläche ist von einer isolierenden Folie bedeckt, welche galvanischen Kontakt zur Körperoberfläche verhindert. Das auf der Elektrodenfläche eingekoppelte Signal wird über einen Impedanzwandler auf einen Hochpass mit Verstärkung gegeben. Da die Koppelkapazität mit dem Eingangswiderstand einen RC-Hochpass bildet, muss der Widerstand entsprechend hoch sein, um eine geringe Grenzfrequenz zu erreichen (2.2). Bei einer angenommenen Koppelkapazität von 4 pF, bei 25 mm Durchmesser der Elektrode und 1 mm Luftspalt zur Körperoberfläche und einer gewünschten Grenzfrequenz von 500 mHz ist ein Eingangswiderstand von 100 G $\Omega$  nötig. Durch einen Biaspfad mit Widerstand kann der Eingangswiderstand eingestellt und zusätzlich das Einschwingverhalten der Elektrode verbessert werden.

$$f_g = \frac{1}{2\pi \cdot R_i \cdot C_k} \quad (2.2)$$

Als weiteres Element ist eine Abschirmung aufgeführt, wobei das Shield durch ein die Elektrode umgebendes Aluminiumgehäuse die Einkopplung äußerer Störungen reduziert, während der Guard als Abschirmfläche zwischen Elektrodenfläche und der nachfolgenden Elektronik liegt. Das Guardpotential entspricht dem der Messfläche, ist von dieser jedoch galvanisch getrennt [32, 33].

Der Aufbau sowie das technische Verhalten der in der vorliegenden Arbeit verwendeten Elektroden kann im Detail in [5, 34, 35] nachgelesen werden.

### 2.2.2 Ableitungen

Die Anordnung der Elektroden auf der Kopfhaut erfolgt nach dem internationalen 10-20-System [36]. Der Schädelknochen wird vermessen und entlang des Umfangs in Abschnitte von 10% und 20% unterteilt. Dabei werden Nasion und Inion als Referenz genommen, der Abstand zwischen ihnen wird als 100% definiert. Ausgehend von Nasion und Inion wird jeweils ein 10%-Abschnitt gemessen, gefolgt von vier 20%-Abschnitten, siehe Abbildung 2.4.

Über den transversalen Kopfbogen wird, beginnend an den präaurikulären Punkten vor den Ohrmuscheln, analog verfahren.

An der Grenze zweier Abschnitte werden Elektroden gesetzt. Um die Anzahl der Messstellen zu erhöhen, können in gleichmäßigen Abständen zwischen den genannten Positionen Elektroden aufgefüllt werden.

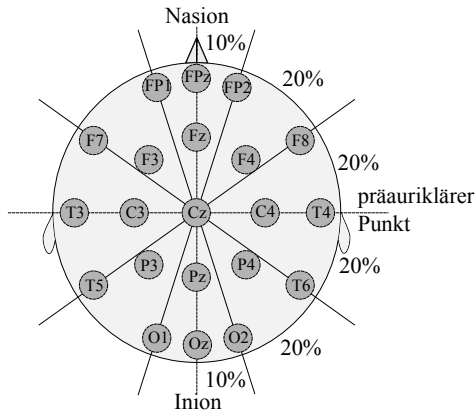


Abbildung 2.4: Skizze des internationalen 10-20-Elektroden-Systems.

Die Positionen der Elektroden werden mit ein bis zwei Buchstaben und einer Zahl benannt: Der Buchstabe steht für das Areal, über dem sie sich befinden; die Nummerierung erfolgt von der Mittellinie aus. Auf der linken Seite werden dabei nur ungerade Nummern vergeben, auf der rechten gerade. So steht z.B. die O1-Elektrode für die Elektrode über dem

Okzipitalbereich auf der linken Seite, welche 10% vom Inion entfernt liegt. Elektroden, die auf der Mittellinie liegen, werden mit einem „z“ für zero versehen [29].

Bei der Ableitung wird die Differenz zwischen zwei Elektroden gemessen, sie kann unipolar oder bipolar erfolgen [29]. Bei der bipolaren Ableitung werden die Elektroden paarweise verschaltet, es wird jeweils die Differenz zwischen zwei benachbarten Elektroden gemessen. Auf diese Weise sind Signalunterschiede örtlich gut auflösbar, Störungen wirken auf beide Elektroden idealerweise gleichermaßen ein und heben sich gegenseitig auf. Allerdings wird das gesuchte Signal ebenfalls klein, da es von beiden Elektroden mit geringem Amplitudenunterschied detektiert wird.

Bei der unipolaren Ableitung wird die Differenz aller Elektroden gegen dieselbe indifferente Elektrode gemessen. Diese ist in einer Weise zu positionieren, dass sie wenig der zu messenden Gehirnaktivität aufnimmt, aber trotzdem dieselben Störungen detektiert. Dies kann an den Ohrfläppchen oder den Mastoiden aber auch, wie in dieser Arbeit, an der Fz-Elektrode sein. Alternativ kann der Mittelwert aller Elektroden als Referenz verwendet werden [11].

Zusätzlich zu den Signal-Elektroden wird eine Elektrode als virtuelle Masse zum Potentialausgleich für den Verstärker angebracht. Ohne die Masse würden die Eingänge des Verstärkers auf einem undefinierten Potential liegen, der Verstärker würde in Sättigung gehen [11]. Die Masse-Elektrode wird am Kopf oder in Kopfnähe angebracht, in dieser Arbeit wurde sich für eine galvanische Klebeelektrode im Bereich des Schlüsselbeins entschieden.

### 2.2.3 Artefakte

Bei jeder Messung gibt es Störungen und Artefakte, die das Messergebnis verfälschen. Bei der EEG-Messung können diese nach biologischen und technischen Ursachen aufgeteilt werden [11, 29]. Biologische Artefakte sind schwierig bis gar nicht zu eliminieren, da sie im Körper selbst entstehen. Das EKG zum Beispiel überlagert das EEG, es ist jedoch nicht zu entfernen, solange gleichzeitig die Gehirnaktivität erhalten bleiben soll. Andere biologische Artefakte können zumindest reduziert werden: Muskelverspannungen können durch eine entspannte Haltung des Patienten vermindert werden, Schweiß, welcher sich auf den Übergangswiderstand der Elektroden auswirkt, kann durch ein angenehmes Klima im Untersuchungsraum verhindert werden. Ein Aufzeichnen von Augenbewegungen oder EKG parallel zur EEG-Messung kann zur nachträglichen Signalverarbeitung genutzt werden oder als Marker, welche Messabschnitte gelöscht werden sollten.

Technische Artefakte können durch das Messgerät selber auftreten oder aus der Umgebung einkoppeln. So haben z. B. verbaute Messverstärker ein Eigenrauschen. Dies kann durch entsprechende Wahl der Bauteile beeinflusst werden. Einkoppelnde Signale können durch Schirmung oder bei bekannter Frequenz durch Filtern minimiert werden. Bei Verwendung von

Filtern ist zu beachten, dass diese nur dann verwendet werden können, wenn die Störung in einem anderen Frequenzbereich als das Signal liegt, da dieses ansonsten ebenfalls beeinflusst wird. Das stärkste einkoppelnde Signal ist für gewöhnlich das 50 Hz-Netzsignal, welches durch schmalbandige Notch-Filter reduziert werden kann.

## 2.3 Signalerzeugung durch einen Computer

Da in dieser Arbeit ein PC das Stimulationsmuster generiert und auf einem Monitor darstellt, sollen an dieser Stelle die Komponenten, die einen Einfluss auf das Stimulationssignal haben können, diskutiert werden. Dabei handelt es sich auf der Hardwareseite um die CPU, die den Quellcode ausführt, die Graphikkarte, die das zu zeigende Bild berechnet und zum Monitor schickt, welcher es sichtbar macht. Die Grundlagen der in dieser Arbeit entwickelte Stimulation über ein DirectX-Programm werden ebenfalls diskutiert. Das bisher verwendete *C#*-Programm hingegen, welches als „Schachbrettmustergenerator“ das Aussehen des Musters bestimmt und über einen Timer die Frequenz der Musterumkehrung bezieht, wird in Kapitel 3 vorgestellt.

### 2.3.1 CPU

Der Hauptprozessor (engl. Central Processing Unit, CPU) ist das Herzstück des Computers. Hier werden alle Operationen umgesetzt, seien es Berechnungen, Kommunikation mit Ein- und Ausgabegeräten oder die Steuerung der Verarbeitungsabläufe. Die Operationen sind getaktet, der Takt wird durch eine Basisfrequenz und einen Multiplikator bestimmt, welcher die Basisfrequenz anheben kann [37]. Die Basisfrequenz wird über einen Quarz mit ungefähr 14 MHz erzeugt, während der CPU-Takt in dieser Arbeit bei ca. 2,8 GHz lag.

Um die CPU zu entlasten, können einzelne Operationen auf andere spezialisierte Prozessoren ausgelagert werden. So gibt es für die Berechnung aufwendiger Graphiken, wie sie z. B. in modernen Computerspielen vorkommen, die GPU, die Graphic Processing Unit, welche auf die Bildverarbeitung spezialisiert ist. Sie läuft parallel zur CPU, so dass diese andere Operationen zeitgleich ausführen kann.

### 2.3.2 Graphikkarte und GPU

Die Graphikkarte enthält GPU, GPU-Speicher, die Schnittstelle zum Systembus und die Schnittstelle zum Monitor und ist somit an der Kommunikation zwischen CPU oder GPU und Monitor beteiligt. Die enthaltene GPU kann für aufwendige Graphiken und 3d-Berechnungen ausgelegt sein. Sie besteht aus vielen Streaming-Prozessoren, so genannten Shadern, die verschiedene Graphikberechnungen wie Beleuchtung, Farbe, Texturen, etc. parallel durchführen, und deren Ergebnisse zu einem Gesamtbild zusammengesetzt werden. Durch die Spezialisierung kann die GPU mit deutlich schnelleren Taktraten arbeiten als die CPU. Die in dieser Arbeit



hauptsächlich verwendete Graphikkarte Zotac GeForce GTX660 hat einen GPU-Takt von 993 MHz. Durch die teils parallele Bearbeitung mittels 960 Shadern können laut Datenblatt 1881,6 GFLOPS (Floating Point Operations per second) erreicht werden.

Ein weiteres Merkmal der Graphikkarte ist die Framerate. Sie beschreibt, wie viele Bilder pro Sekunde bei gegebener Auflösung und Bildinhalt berechnet werden können und wird in frames per second (fps) angegeben.

### 2.3.3 DirectX

Das verwendete Betriebssystem Windows besitzt ein schichtenbasiertes Hardware-Abstraktionssystem, welches den direkten Zugriff von Software auf Hardware-Komponenten unterbindet. Dies gewährleistet, dass nicht mehrere Programme zeitgleich eine Hardware-Komponente ansprechen und dadurch zu einem Absturz des Betriebssystems führen können. Für Anwendungen, bei denen Operationen zu exakten Zeitpunkten oder mit hoher Effizienz stattfinden sollen, ist dies hingegen ungeeignet. Insbesondere für Computerspiele, bei denen eine Verzögerung in der Darstellung für die Spieler ärgerlich ist, sowie für 3D-Funktionen wurden daher hardwarenahe Graphikschnittstellen, so genannte Application Programming Interfaces (APIs), entwickelt. Es gibt zwei weitverbreitete APIs: OpenGL und DirectX. Diese stellen Funktionen zum Berechnen und Aufbauen des Bildes bereit und können die softwareseitige Berechnung durchführen. Im Gegensatz zu anderer Bildverarbeitung, welche über das Windows-interne Graphic Device Interface (GDI) und das Display Driver Interface (DDI) indirekt auf die Graphikkarte zugreifen, umgeht DirectX die meisten Schichten von Windows. Der Zugriff erfolgt direkt auf die unterste Windows-Schicht, die Hardware-Abstraktionsschicht (engl. Hardware Abstraction Layer, HAL), welche in Echtzeit auf die Graphikkarte und auf den Bildspeicher zugreift [37, 38]. So können Bilder mit minimaler Verzögerung auf dem Monitor dargestellt werden.

### 2.3.4 Monitore

Die berechneten Bilder werden anschließend an den Monitor geleitet und dort dargestellt. Es gibt verschiedene Arten von Monitoren, welche sich in Aufbau, Auflösung und Bildwiederholfrequenz unterscheiden. Allen gemein sind die Angabe der Bildwiederholfrequenz, der Helligkeit, dem Kontrast, den Ansprechzeiten und der Auflösung in Bildpunkten oder Pixeln in Vertikal- und Horizontal-Richtung. Die Pixel bestehen dabei aus Subpixeln mit den drei Farben Rot, Grün und Blau (RGB), welche einzeln angesteuert werden. Der Bildaufbau geschieht durch ein zeilenweise seriellies Ansprechen der einzelnen (Sub-)Pixel mit unterschiedlichen Helligkeiten. Durch das Helligkeitsverhältnis der einzelnen Subpixel entsteht die wahrgenommene Farbe.

Die Bildwiederholfrequenz ist im Prinzip die Framerate des Monitors. Sie beschreibt, wie viele Bilder pro Sekunde aufgebaut werden können. Für gewöhnlich liegt sie bei 60 Hz bis 100 Hz.

Die Helligkeit ist je nach Bauart von der Hintergrundbeleuchtung oder

von der Intensität des Elektronenstrahls und der fluoreszierenden Schicht abhängig. Der Kontrast beschreibt das Verhältnis der maximal zur minimal darstellbaren Helligkeit. Die Ansprechzeiten werden durch rise und fall time (Anstiegs- und Abfallzeit) beschrieben. Diese beschreiben die Zeitdauer, bis ein Pixel seine Helligkeit von schwarz auf 90% der maximalen Helligkeit bzw. von der hellsten Einstellung auf 10% geändert hat. Im Folgenden werden drei Monitor-Bauarten vorgestellt, welche in dieser Arbeit verwendet wurden. Dabei handelt es sich um den Röhren- oder CRT-Monitor, den LCD- (engl. Liquid Crystal Display, Flüssigkristalldisplay-) und den TFT-Monitor (engl. ThinFilmTransistor-, Dünnschichttransistor-Monitor).

Der Röhren- oder CRT-Monitor (engl. Cathode Ray Tube, Kathodenstrahlröhre) arbeitet nach dem bekannten Prinzip der Braun'schen Röhre [39]: ein Elektronenstrahl wird durch eine magnetische Ablenkeinrichtung zeilenweise über den fluoreszierenden Bildschirm gelenkt. Die einzelnen Pixel (Bildpunkte) sind hierbei durch ein Lochblech realisiert, die drei Subpixel haben jeweils ein eigenes Loch in der Maske und sind mit entsprechenden Fluoreszenzfarben ausgestattet. Es gibt drei Strahlssysteme für die drei Farben, die ein zeitgleiches Ansprechen der drei Subpixel ermöglichen [23]. In dieser Arbeit wurde ein Iiyama S902JT Vision Master Pro 451 verwendet.

Der LCD-Monitor enthält eine Schicht aus Flüssigkristallen zwischen zwei Folien, welche ihre Ausrichtung im Raum beim Anlegen von Spannung verändern. Die Folien haben jeweils eine Polarisierungsrichtung und sind um 90° gegeneinander gedreht. Ohne die Flüssigkristalle würde kein Licht beide Folien passieren können. Die Flüssigkristalle zwischen den Folien können sich durch Anlegen von Spannung verdrehen, so dass Licht, welches durch die erste Folie polarisiert ist, entlang der Flüssigkristalle seine Polarisierungsrichtung dreht und den zweiten Filter durchlaufen kann (Abbildung 2.5). Die anliegende Spannung steuert die Lichtleitfähigkeit des Flüssigkristalls und somit die Helligkeit des Subpixels [40]. Liegt keine Spannung an, wird alles Licht durchgelassen, wird Spannung angelegt, reduziert sich die Lichtmenge, welche durchgelassen wird. Die in dieser Arbeit verwendeten LCD-Monitore sind der Dell 1907FP und Dell 2209WA, welche mit 60 und 75 Hz angesteuert werden können. Die Farben werden auch hier durch Farbfilter erzeugt.

TFT-Monitore (engl. thinfilm transistor) sind eine Weiterentwicklung des LCD-Monitors und arbeiten ebenfalls mit spannungsgesteuerten Pixeln. Der Unterschied zum LCD-Monitor liegt darin, dass jeder einzelne Pixel mit einem eigenen Transistor angesteuert wird. Das Prinzip des TFT wird in [41] detailliert erklärt. Der 3d-fähige ASUS VG278HE, welcher in dieser Arbeit Verwendung gefunden hat, ist ein TFT-Monitor mit Bildwiederholraten bis 144 Hz.

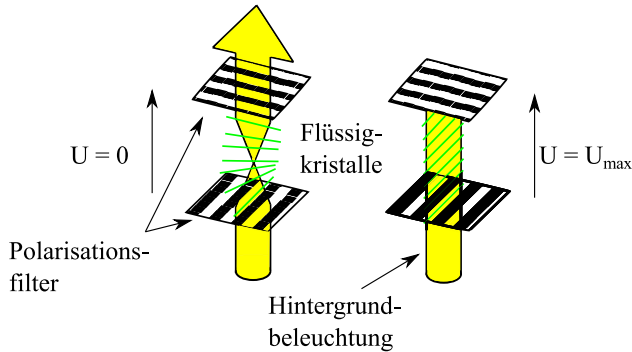


Abbildung 2.5: Schematische Funktionsweise des LCDs.

## 2.4 Hautwiderstand

Im Rahmen des SEMPER-Projektes mit der Charité Berlin wurde der Hautwiderstand bei unterschiedlichen Randbedingungen ermittelt. Zusätzlich wurde der Übergangswiderstand zwischen zwei Personen bei Berührung untersucht, für den der Hautwiderstand ebenfalls eine wichtige Rolle spielt. Daher sollen an dieser Stelle kurz der Aufbau der Haut sowie ihre elektrischen Eigenschaften vorgestellt werden.

### 2.4.1 Aufbau der Haut

Die Haut ist das größte und vielseitigste Sinnesorgan des menschlichen Körpers. Sie bildet eine Barriere zwischen dem Körper und der Umgebung und besitzt unterschiedlichste Rezeptoren für beispielsweise Druck, Wärme, Kälte, Schmerz, sie reguliert die Körpertemperatur, ist am Stoffwechsel und durch Erröten auch an der Kommunikation beteiligt [42]. Bei EEG- und EKG-Messungen hat sie maßgeblich Einfluss auf den Übergang von bioelektrischen Signalen zwischen Körper und Elektrode.

Die Haut (lat. cutis) besteht aus drei Schichten: Epidermis (Oberhaut), Dermis (Lederhaut) und Subcutis (Unterhaut). Die Epidermis wird über die Dermis versorgt, sie selbst enthält keinerlei Blutgefäße. Sie besteht zu 85% aus Epithelzellen, die in der Basalzellschicht gebildet werden und von dort nach außen wandern, wo sie im abgestorbenen Zustand das Stratum Corneum (Hornschicht) bilden. Als weitere Zelltypen dieser Schicht sind die Melanozyten, welche für die Hautpigmentierung verantwortlich sind, und die Langerhans-Zellen, welche die Vorhut des Immunsystems bilden, zu nennen [9, 42].

Die Dermis wird von Blutgefäßen durchzogen, sie bildet mit dem darunterliegenden Bindegewebe eine Stützstruktur und ist maßgeblich für die mechanische Festigkeit der Haut zuständig. Über ihre stark gefaltete Papillarschicht ist sie mit der Epidermis verzahnt.

In der Unterhaut, welche größtenteils aus Fettgewebe besteht, befinden sich unter anderem die Schweißdrüsen und die Haarwurzeln. Die Nervenzellen haben hier ihren Ursprung.

## 2.4.2 Hautwiderstand

Der elektrische Widerstand der menschlichen Haut wird von diversen Fachbüchern unterschiedlich komplex dargestellt [43]. Eines der gängigsten Modelle behandelt die Hornschicht als Parallelschaltung von einer Kapazität zu einem Widerstand in Reihe mit einem Widerstand, welcher die unter der Hornschicht liegenden Hautschichten umfasst (Abbildung 2.6).

1933 wurde in der Dissertation von Freiburger [44] der Hautwiderstand an Leichen untersucht und dabei festgestellt, dass die Hornschicht den größten Einfluss auf den Hautwiderstand hat. Es wurde beobachtet, dass der Körperwiderstand im Vergleich zum Hautwiderstand deutlich geringer ausfällt und kein kapazitives Verhalten aufweist. Das kapazitive Verhalten der Haut wurde 1976 von Yamamoto und Yamamoto [45] an lebenden Menschen durch so genanntes Tape Stripping verifiziert. Die Hornschicht wurde dabei Schicht für Schicht abgetragen und die Impedanz frequenzabhängig bestimmt. Mit jeder entfernten Schicht ist der Widerstand stark gefallen, bis nach 15 Durchgängen ein konstanter Widerstandsverlauf über den gesamten Frequenzbereich erreicht wurde. Das beschriebene Ersatzschaltbild wurde dadurch bestätigt. Bei Messung mit 1 Hz beträgt der Widerstand nach [46] für den Parallelwiderstand ca. 90 k $\Omega$ , der serielle ca. 30 k $\Omega$  und die Kapazität ca. 0,5  $\mu$ F.

Der Widerstand der Haut ist weder konstant noch hat er überall am Körper denselben Wert. Letzteres kann durch die unterschiedliche Dicke der Hornschicht und der Hautfeuchtigkeit begründet werden. Weiter stellen z. B. Haare und Schweißdrüsen Strompfade durch die Haut dar, was anhand hoher Stromdichten und bis zu 10 mal geringeren Widerstände im Vergleich zu direkt benachbarten Hautpartien zu beobachten ist [43]. Diese lokalen Phänomene wurden für diese Arbeit vernachlässigt und das Modell in Abbildung 2.6 als Ausgang genommen.

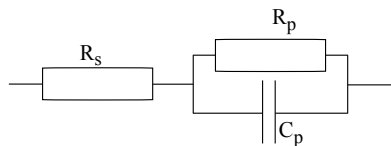


Abbildung 2.6: Ersatzschaltbild der Haut nach [46] mit  $R_s = 30 \text{ k}\Omega$ ,  $R_p = 90 \text{ k}\Omega$  und  $C_p = 0,5 \mu\text{F}$  bei einer Messfrequenz von 1 Hz.

# 3

## Messsystem

In diesem Kapitel werden die Systeme, mit denen die Messungen durchgeführt wurden, vorgestellt. Dabei handelt es sich zum Teil um Systeme, die bereits vor dieser Arbeit entstanden sind und lediglich für die Messungen genutzt wurden. In dem Fall wird im jeweiligen Unterkapitel auf die Abschlussarbeit oder die Person, welche das System entwickelt hat, verwiesen.

Das cEEG-Messsystem ist unterteilt in den cEEG-Helm, mit welchem die SSVEP-Messungen aufgenommen wurden, sowie die Programme zur Stimulation und zur Datenaufnahme und -auswertung. Des Weiteren wird das System vorgestellt, welches die real angezeigten Stimulationsfrequenzen analysiert. Im letzten Teil dieses Kapitels wird auf die Umsetzung der Hautwiderstandsmessung eingegangen.

### 3.1 cEEG-Helm

Im EMG wurden insgesamt vier cEEG-Helme entwickelt. Die erste Version verwendete einen Motorradhelm als Kopfbedeckung, in welche die 28 Elektroden mit verstellbaren Schrauben eingebracht wurden [5]. Die zweite Version hatte acht Elektroden und war in einem leichteren Spielhelm (Typ UR-F98 der Firma Union Reality) verbaut. Bei beiden ist die Messelektronik sowie die Spannungsversorgung extern untergebracht und über ein Glasfaserkabel mit dem Helm verbunden. Direkt im Helm befinden sich lediglich die Elektroden sowie eine Vorverstärkung. Version drei und vier sind jeweils kabellos und senden ihre Daten über Bluetooth an den PC. Version 3 ist ein 8-Kanal-Helm und wurde in der Masterarbeit von Christof Wehrmann gebaut [6], Version 4 ist während der Dissertation von Marianne Gerloff in Zusammenarbeit mit Christof Wehrmann entstanden und umfasst 25 Kanäle, welche nach dem in Kapitel 2.2 beschriebenen 10-20-System angebracht sind [7].



ladung von 1400 mAh bereitstellen. Sie haben eine Schutzschaltung gegen Tiefentladung integriert, wodurch ein direkter Einsatz ohne weitere Schutzbeschaltung möglich ist. Die Akkus werden über Adapterplatten am Helm angeschlossen und können zum Aufladen gewechselt werden. Die von ihnen bereitgestellten Spannungen von 6,2 V bis 8,4 V müssen entsprechend der verwendeten Bauteile angepasst werden.

Für den analogen Teil der Messelektronik sowie für die Elektroden werden +5 V benötigt, für den digitalen Teil +3,3 V; der Analog-Digital-Umsetzer bezieht beide Spannungen. Diese werden durch zwei Spannungswandler-Platinen, die jeweils von einem Akku versorgt werden, parallel erzeugt. Auf der +5 V-Seite ist dafür der Linear-Regler LT1763CS8-5 mit geringem DropOut (kurz: LDO) der Firma Linear Technologies verwendet worden, auf der +3,3 V-Seite wurde vor dem gleichen LDO ein StepDown-Wandler des Typs LTC1707 geschaltet. Durch ein Tiefpassfilter hinter dem LTC1707 werden die durch das hochfrequente Umschalten des Wandlers erzeugten Störungen reduziert. Zusätzlich werden auftretende Spikes durch einen nachgeschalteten Kondensator mit Serienwiderstand geglättet [6].

Da die Helm-Konstruktion ein Ausbalancieren des Gewichts berücksichtigt, wurden die Akkus sowie ihre jeweilige Spannungswandler-Platine auf je einer Seite des Helmes untergebracht. Die Messelektronik besteht aus zwei Platinen, die sich auf die beiden Seiten aufteilen, daher müssen die +5 V- und +3,3 V-Versorgungsspannungen auf beiden Seiten zur Verfügung gestellt werden. Dafür wurde die Ausgangsspannung beider Spannungswandler-Platinen auf zwei Spannungsadapter-Platine geschaltet, welche die beiden Versorgungsspannungen auf die jeweiligen Messelektronik- und Mikrocontroller-Platinen ( $\mu$ C-Platine) verteilen.

Neben der Messelektronik- und der  $\mu$ C-Platine müssen auch die Elektroden versorgt werden. Dabei werden +5 V bereitgestellt sowie eine virtuelle Masse bei +2,5 V erzeugt, um den für die Elektroden nötigen Betriebsbereich von  $\pm 2,5$  V zu gewährleisten. Die virtuelle Masse ist über eine Klebeelektrode mit dem Körper verbunden, um ein Aussteuern der Messverstärker zu verhindern.

### 3.1.2 Messelektronik

Die Messelektronik umfasst den Messeingang von den Messelektroden und der Referenzelektrode, die Instrumentenverstärker, die das Differenzsignal der jeweiligen Elektrode und der Referenz bilden und mit Faktor 50 verstärken, und die Analog-Digital-Umsetzer (engl. analog to digital converter, ADC). Es gibt zwei Messelektronikplatinen, an die jeweils 16 Elektroden angeschlossen werden können, von denen jeweils die ersten 12 genutzt werden; das Referenzsignal ist über ein Y-Kabel mit beiden Platinen verbunden. Der Takt für den ADC wird von dem  $\mu$ C bereitgestellt. Die Spannungsdifferenz zwischen der Referenz- und den Signalelektroden wird jeweils von einem INA333 pro Kanal gebildet. Anschließend wird das Signal von dem ADC ADS1258 von Texas Instruments digitalisiert. Dieser kann 16 Kanäle im Single-Ended-Modus betreiben, hat eine Auflösung von 24 Bit und eine Datenrate im Auto-Scan-Modus von insgesamt 23,7 kS/s.

Da er eine präzise Spannung als Bezugswert für die Quantisierung der Eingangssignale benötigt, wird diese durch die Spannungsreferenz ADR444B mit 4,096 V von Analog Devices bereitgestellt. Abgelesen wird der ADC via SPI (Serial Peripheral Interface) über den  $\mu\text{C}$ .

### 3.1.3 $\mu\text{C}$ mit Bluetooth

Als  $\mu\text{Controller}$  wurde der ATXMEGA 256 A3 von Atmel verwendet. Der  $\mu\text{Controller}$  wird über einen externen Quarz mit 16 MHz mit  $\pm 10\text{ppm}$  Genauigkeit getaktet, welcher auch den ADCs als Takt dient. Für die Kommunikation werden insgesamt 10 Leitungen genutzt.

Vier davon sind für die reine Datenübertragung notwendig:

- *MISO* (Master-In/Slave-Out), bzw. *DOUT* (Digital Data Out)
- *MOSI* (Master-Out/Slave-In), bzw. *DIN* (Digital Data In)
- *SCK* (Serial Clock), bzw. *SCKL*
- $\overline{SS}$  (Slave-Select), bzw.  $\overline{CS}$  (Chip Select)

Slave-Select gibt dabei vor, mit welchem der beiden ADCs der  $\mu\text{C}$  kommunizieren soll. *MOSI* sendet Daten, welche die Kanaleinstellung für das Multiplexen enthalten, vom  $\mu\text{C}$  an den jeweiligen ADC. Über *MISO* sendet der ADC die gewandelten Messdaten an den  $\mu\text{C}$ . Als SerialClock wird der Takt der Abtastrate mit 250 Hz vorgegeben.

Der Slave-Select ist active-low. Solange der ADC nicht abgefragt wird, befindet er sich auf High-Level. Wenn nur ein Slave existiert, kann daher  $\overline{CS}$  auf Masse gelegt werden, um durchgängig mit ihm zu kommunizieren. Wenn die Kommunikation mit einem ADC beginnt, wird  $\overline{CS}$  auf Low-Level gezogen und der Takt *SCKL* angelegt. Der ADC beginnt die gewandelten Daten an den  $\mu\text{C}$  zu senden. Im Anschluss setzt der  $\mu\text{C}$  den  $\overline{CS}$  wieder auf high. Der ADC wechselt seinen Multiplex-Kanal und wandelt die Daten des neuen Kanals. Der  $\mu\text{C}$  fragt in der Zwischenzeit den zweiten ADC ab. Das Multiplexen wird hierbei im Auto-Scan-Modus durchgeführt: Zu Beginn initialisiert der  $\mu\text{C}$  den ADC und gibt die Kanäle sowie die Datenrate von ca. 23 kS/s vor. Im weiteren Verlauf wechselt der ADC nach Abfrage der Daten durch den  $\mu\text{C}$  automatisch zum nächsten Kanal.

Zusätzlich zu den vier oben genannten Leitungen gibt es die Leitungen  $\overline{PWND}$  und  $\overline{Reset}$ , welche ein WakeUp- und anschließend ein Reset-Signal vom  $\mu\text{C}$  an den ADC senden, um ihn nach einem Ruhezustand anzusprechen und den unbekannten Zustand seiner Register zurückzusetzen. Anschließend wird der ADC über die Leitung *Sync* mit dem  $\mu\text{C}$  synchronisiert und das Wandeln von Eingangssignalen gestartet. Um ein Synchronisieren zu ermöglichen, wird über *CLKIO* der Quarz-Takt über den  $\mu\text{C}$  an die ADCs weitergeleitet. Über den  $\overline{DRDY}$ -Ausgang des ADCs wird überprüft, ob Messdaten vorliegen, die ausgelesen werden können.



Dabei spricht der  $\mu\text{C}$  abwechselnd die beiden ADCs an und liest die Kanäle sequentiell aus.

Die Daten werden anschließend vom  $\mu\text{C}$  über USART (Universal Synchronous/Asynchronous Receiver Transmitter) an das Bluetooth-Modul WT12 von Bluegiga ausgegeben, welches mit 921,6 kBit/s an den Mess-PC sendet. Das Bluetooth-Modul wird über die  $\mu\text{C}$ -Platine mit digitaler Masse und +3,3 V mit Spannung versorgt und besitzt zwei Signalleitungen *TXD* und *RXD* zum Daten senden und empfangen. Über *RXD* werden Start- und Stopp-Befehle von Matlab empfangen und an den  $\mu\text{C}$  geleitet, welcher daraufhin das Auslesen der ADCs startet oder beendet und seinerseits über den *TXD* des Bluetooth-Moduls die Messdaten an Matlab sendet.

Um über das Bluetooth-Modul senden zu können, müssen vor der erstmaligen Benutzung folgende Einstellungen vorgenommen werden: Baudrate 912600, Datenformat (Data) acht Bit, ein Stop-Bit und kein Parity-Bit. Dieselben Einstellungen sind in der Software auf dem PC hinterlegt oder bei Nutzung anderer Software einzustellen, um Daten aufnehmen zu können. Die Daten werden dabei in Blöcken von vier Status-Bytes mit dem Wert 0, insgesamt 72 Datenbytes (drei pro Kanal) und zwei Status-Bytes mit Wert 0 gesendet. Die Status-Bytes zeigen jeweils Beginn und Ende eines Datenblockes an und können genutzt werden, um Fehler bei der Übertragung zu detektieren und gegebenenfalls den fehlerhaften Block zu löschen oder ein erneutes Senden zu initiieren.

## 3.2 cEEG-Software

In diesem Kapitel wird die Software zur cEEG-Aufnahme, -Auswertung und SSVEP-Stimulationserzeugung vorgestellt. Dabei spielen zwei Programme zusammen: ein Matlab-Programm, welches für die Kommunikation mit dem cEEG-Helm sowie die Datenaufnahme und -auswertung zuständig ist, und der Schachbrettmustergenerator, welcher auf dem 2008 von Matthias Becker in seiner Diplomarbeit aufgebauten Stimulationsprogramm in C# basiert [47]. Beide kommunizieren über das User Datagram Protocol (UDP) miteinander, so dass die Stimulation und Datenaufnahme synchronisiert ablaufen. Zusätzlich wird die in dieser Arbeit entwickelte, auf DirectX basierende Alternative zur Stimulationserzeugung vorgestellt.

Vorweg sei erwähnt, dass der Begriff „Rauschen“ in dieser Arbeit nicht nur echtes Rauschen wie z. B. das weiße und 1/f-Rauschen einbezieht, sondern auch Störungen mit einfasst. Zum einen wirkt während der EEG-Messung die Gehirnaktivität, welche nicht durch die SSVEP-Stimulation provoziert wird, als Störung. Zum Anderen weisen die Elektroden selbst ein Rauschen auf, welches sich aus mehreren Komponenten zusammensetzt. Daher ist eine differenzierte Betrachtung dieser beiden unerwünschten Anteile am Messsignal kaum realisierbar. Da das Augenmerk dieser Arbeit auf dem Auffinden des SSVEP-Signals im Messsignal liegt und Rauschen und Störungen gleichermaßen hinderlich dabei sind, wurde auf eine strikte

Trennung verzichtet und die beiden unerwünschten Anteile mangels eines besseren Begriffes als „Rauschen“ zusammengefasst.

### 3.2.1 Datenaufnahme und -auswertung

Die Datenaufnahme wurde durch ein Matlab-Programm realisiert. Dieses kommuniziert via Bluetooth mit dem Helm und sendet einen Start-Befehl am Anfang der Messung sowie am Ende der Aufnahme einen Stopp-Befehl. Dazwischen werden lediglich die Messdaten vom Helm an Matlab gesendet, dort anhand der im vorigen Kapitel beschriebenen Status-Bytes auf Vollständigkeit geprüft und für eine spätere Auswertung gespeichert. Im Fall von fehlerhaften Messungen oder einem längeren Ausbleiben von Daten, sendet Matlab erneut einen Startbefehl.

Für die Auswertung der beiden in dieser Arbeit verwendeten Messungen „CFS“ (Color-Frequency-Sweep) und „BCI-Speller“ werden die Messdaten mittels FastFourierTransformation (FFT) in den Frequenzbereich transformiert. Dabei wurde, um die FFT unabhängig von der Menge an Messdaten nutzen zu können, Zero-Padding verwendet, um die Daten auf die nächste Zweier-Potenz zu ergänzen. Außerdem wurde ein Hanning-Fenster auf die Daten angewandt, um den Leakage-Effekt zu reduzieren.

Für die Darstellung im Frequenzbereich stehen das Leistungsdichtespektrum (engl. power spectral density, PSD) und das Amplitudenspektrum (engl. amplitude spectrum oder linear spectrum, LS) zur Auswahl. Das PSD wird zur Berechnung des Signal-Rausch-Verhältnisses (signal to noise ratio, SNR) genutzt, welches Aussagen über die Signalqualität trifft, das LS zur Beurteilung der Amplitudenhöhe.

### 3.2.2 Signal-Rausch-Verhältnis

Um die SSVEP-Messungen untereinander vergleichen zu können und ein quantitatives Ergebnis zu bekommen, wurde das Signal-Rausch-Verhältnis für jede Messung ermittelt. Das SNR ist definiert als der Quotient der mittleren Signalleistung zur mittleren Rauschleistung und wird im logarithmischen Maßstab mit der Einheit Dezibel (dB) angegeben, siehe (3.1).

$$SNR[dB] = 10 \log_{10} \left( \frac{P(signal)}{Mittelwert(P(noise))} \right) \quad (3.1)$$

Die Signalleistung wurde dabei im PSD durch den höchsten Ausschlag  $\pm 0,1$  Hz um die Stimulationsfrequenz angenähert, während die Rauschleistung als Mittelwert der Leistungen in der Umgebung  $\pm 1$  Hz um den gefundenen Signalpeak definiert wurde. Bei der Bestimmung der Rauschleistung wurde der Bereich, in dem das Signal gesucht wurde, ausgeschlossen. Dadurch, dass nur das Rauschen in naher Umgebung des Signals in die Rauschleistung einfließt, wird das unterschiedliche Rauschniveau in unterschiedlichen Frequenzbereichen berücksichtigt und eine Messgröße geschaffen, welche automatisch beurteilt, ob ein Signalpeak im Umgebungsrauschen erkennbar ist.

### 3.2.3 Spurious-free dynamic range als Alternative zum Signal-Rausch-Verhältnis

In der Arbeit von Marianne Gerloff wurde statt des üblichen SNR das Verhältnis der Signalleistung zur höchsten nicht zum Signal gehörenden Rauschleistung in der Umgebung  $\pm 1$  Hz als Qualitätsmerkmal eingeführt [7]. Auf diese Weise wird nicht das gesamte Rauschen im näheren Umfeld der Stimulationsfrequenz betrachtet, sondern gezielt nach starken Störpeaks gesucht. Diese könnten bei einer BCI-Anwendung als Signal missinterpretiert werden, sofern sie größer als das Signal sind. Um diesen neuen Parameter von dem oben vorgestellten SNR zu unterscheiden, wird in der vorliegenden Arbeit die von Gerloff eingeführte Methode als „Spurious“=free dynamic range“ (SFDR) bezeichnet, in Anlehnung an den Parameter, welcher in der Nachrichtentechnik oder bei Analog-Digital-Konvertern (ADCs) den Dynamikbereich charakterisiert. Um einen Vergleich zum SNR ziehen zu können, wurde auch hier der logarithmische Maßstab gewählt.

Es wurde das PSD als Ausgang genommen, um die Leistungen zu ermitteln und das SFDR nach (3.2) berechnet.

$$SFDR[\text{dB}] = 10 \log_{10} \left( \frac{P(\text{signal})}{P_{\max}(\text{noise})} \right) \quad (3.2)$$

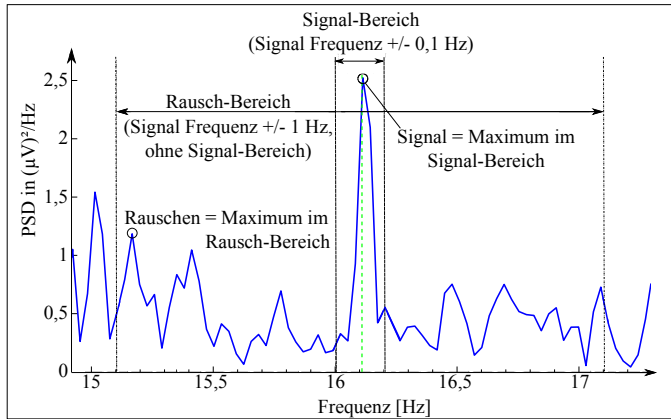


Abbildung 3.2: Beispiel SFDR-Berechnung: Die Stimulationsfrequenz liegt bei 16,1 Hz; die gepunktete Linien bei 16,0 Hz und 16,2 Hz begrenzen den Bereich, in welchem das Signal gesucht wird. Der höchste Ausschlag zwischen den gepunkteten Linien bei 15,1 Hz und 17,1 Hz, den Signalbereich ausgeschlossen, wurde als maximale Rauschleistung genutzt. Die jeweils gefundenen Signal- und Rauschpeaks sind eingekreist.

Wie bei dem bereits eingeführten SNR wurde der höchste Ausschlag  $\pm 0,1$  Hz um die Stimulationsfrequenz als Signal interpretiert, während die Rauschleistung als höchster Peak im Bereich  $\pm 1$  Hz um die Stimulationsfrequenz bestimmt wurde (Abbildung 3.2). Der Bereich, in dem das Signal gesucht wurde, wurde dabei ausgeschlossen.

### 3.2.4 SNR und SFDR in der Messdatenauswertung

Bei jeder Messung werden 24 EEG-Kanäle erfasst, für die jeweils SNR oder SFDR berechnet wird. Um nun pro Messung aus diesen 24 einen einzelnen Wert zu ermitteln, wird der Mittelwert mehrerer Kanäle berechnet. Dabei werden nicht alle Kanäle genutzt, sondern der Anwender kann vorgeben, welche Kanäle betrachtet sowie die Anzahl der Kanäle, welche bei der Berechnung des Mittelwertes einbezogen werden sollen. Das Programm berechnet für die vorgegebenen Kanäle die SNR bzw. SFDR und bildet anschließend den Mittelwert der Ergebnisse mit den höchsten Werten.

In dieser Arbeit wurden bei SSVEP-Messungen nur Elektroden im Bereich des Sehzentrums vorgegeben. Die Standardeinstellung bei der Auswertung war, dass die besten zwei SNR/SFDR aus den Kanälen Oz, O1, O2, PO7 und PO8 bei der Mittelwertbildung berücksichtigt werden sollten. Dies hat den Vorteil, dass Kanäle mit starkem Rauschen oder schlecht aufliegenden Elektroden nicht in die Berechnung einfließen. Wenn auf allen ausgewählten Elektroden starkes Rauschen aufgetreten ist oder der Proband ein sehr geringes Signal aufweist, wird der Wert 0 dB, bei sehr großen Signalen hingegen wird er deutlich größer als 1 dB.

Dies gilt sowohl für den SNR- als auch für den SFDR-Wert. Beide sind somit gute Indikatoren, um zu entscheiden, ob die gewählte SSVEP-Frequenz sich für eine BCI-Anwendung eignen würde. Der SNR-Wert betrachtet dabei das gesamte Rauschverhalten um den Signalpeak, während das SFDR nur den größten Nicht-Signal-Ausschlag bewertet.

### 3.2.5 Schachbrettmustergenerator in C#

Neben der Datenaufnahme und -auswertung mit Matlab wird während der Messungen ein in C# geschriebenes Stimulationsprogramm genutzt, welches die visuellen Reize generiert. Dieses bekommt von Matlab ein Signal, dass die Aufnahme gestartet werden kann, sowie gegebenenfalls einige Parameter übermittelt und führt anschließend autonom die Schachbrettmustererzeugung durch. Am Anfang und am Ende der Stimulation wird ein Signal an Matlab zurückgegeben, dass die Datenaufnahme gestartet beziehungsweise beendet werden kann, sowie die vorgenommenen Einstellungen, welche zusammen mit den Messdaten abgespeichert werden.

Das Stimulationsprogramm bietet die Möglichkeit zwischen mehreren Messungen zu wählen: Alpha-Messung, SEP, SSVEP, Sweep, CFS-Training und SSVEP-Speller. In dieser Arbeit wurden nur das CFS-Training sowie der SSVEP-Speller genutzt, so dass auf die anderen Messungen nicht weiter eingegangen wird.

CFS steht für Color-Frequency-Sweep und bietet die Möglichkeit mehrere aufeinanderfolgende Messungen mit unterschiedlich farbigen Schachbrettern und wechselnder Frequenz durchzuführen. Dabei sind 14 unterschiedliche Farbkombinationen vorgegeben, es gibt jedoch auch die Möglichkeit, manuell zwei Farben und die Farbe eines in der Mitte des Schachbrettmusters angebrachten Fixpunktes einzugeben. Die Zeit pro Stimulation kann gewählt werden sowie die Möglichkeit nach je zwei Messungen eine Leermessung zu machen, um dem Probanden eine Gelegenheit zum Entspannen zu geben. Es werden jeweils zwei Schachbretter zeitgleich angezeigt, wobei zu Beginn jeder Messung in einem Pop-Up-Fenster angegeben wird, welches Schachbrett zu fixieren ist. Die Frequenz kann für beide Muster einzeln variiert werden. Dabei ist Anfangs- und Endfrequenz sowie die Schrittweite wählbar. Im Vergleich zu [7] wurde die minimal einstellbare Schrittweite auf 0,1 Hz reduziert und die maximale Frequenz auf 100 Hz angehoben. Außerdem wurden als weitere zu wählende Parameter der Abstand der Muster zueinander, die Höhe der Muster und die Größe der Schachbrettkästchen in jeweils drei Stufen eingerichtet. Zusätzlich ist es möglich, in einer Header-Datei Probanden-Daten zu hinterlegen, die bei einer späteren Auswertung berücksichtigt werden können. Eine ungefähre Gesamtmessdauer wird nach Eingabe der gewünschten Parameter angezeigt.

Der SSVEP-Speller ist eine BCI-Anwendung. Ein BCI nutzt eine durch den Benutzer beeinflusste EEG-Messung zur Steuerung eines Programms. In diesem Fall wird die EEG-Messung durch Fokussieren auf eines von zwölf mit unterschiedlichen Frequenzen blinkenden Schachbrettmustern beeinflusst. Je nachdem, auf welches Muster der Blick gerichtet war, findet sich dessen Frequenz als SSVEP-Signal im EEG wieder. Ein Computerprogramm wertet das EEG aus, entscheidet anhand der Messdaten, welches Muster betrachtet wurde und führt die mit diesem Muster verknüpfte Aktion aus. Bei einem Speller entspricht dies dem Schreiben eines bestimmten Zeichens, Buchstabens oder Zahl, so dass das BCI als Eingabe-Interface für Texte oder Telefonnummern genutzt werden kann.

Der hier verwendete SSVEP-Speller hat insgesamt zwölf Schachbretter, welche entsprechend einer Handytastatur mit Zahlen oder Buchstaben belegt werden können. Für jedes Muster ist Farbkombination und Frequenz wählbar. Auch hier wurde die maximale Frequenz auf 100 Hz angehoben. Die Schachbrettgröße kann variiert und die Dauer der Messung eingestellt werden. Probanden-Profile können gespeichert und bei einer neuen Messung geladen werden, so dass nicht vor jeder Messung die personenabhängigen besten Farben und Frequenzen manuell eingegeben werden müssen. Der Speller bietet die Möglichkeit ein Training durchzuführen, bei welchem das zu fixierende Muster vom Programm vorgegeben wird, und eine Speller-Anwendung mit Online-Auswertung, bei welcher das Programm ohne Vorwissen entscheidet, welches Muster fokussiert wurde.

Der Speller arbeitet im Online-Modus mit Matlab zusammen: In Matlab wird ausgewählt, welche Zeiten und Kanäle für die Auswertung genutzt werden sollen und wertet die Messdaten entsprechend aus. Die Bedien-

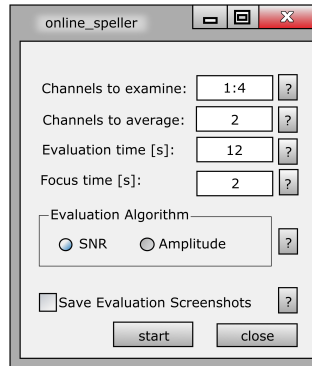


Abbildung 3.3: GUI des BCI-Spellers.

oberfläche ist in Abbildung 3.3 zu sehen. „Channels to examine“ sind hierbei die Kanäle, welche betrachtet werden sollen, für gewöhnlich O1, Oz, O2 und gegebenenfalls PO8 und PO7. „Channels to average“ bestimmt die Anzahl der Kanäle, welche zur Auswertung genutzt werden. Dabei werden aus den angegebenen Kanälen die mit dem besten Messergebnis gewählt und der Mittelwert gebildet. „Evaluation time“ ist die Messzeit pro Entscheidung, wobei eine kurze Messzeit immer gleichbedeutend mit einer geringeren Frequenzauflösung ist. Die Standardeinstellung von 12 Sekunden und einer entsprechenden Frequenzauflösung von ungefähr 0,06 Hz hat sich als guter Kompromiss zwischen Auflösung und Geschwindigkeit erwiesen [7]. „Focus Time“ ist die Zeit, die einem Probanden zwischen den Entscheidungen bleibt, das nächste Schachbrett zu fixieren. Als Evaluationsalgorithmen stehen „SNR“ und „Amplitude“ zur Auswahl, wobei „Amplitude“ die absolute Amplitude der Signalfrequenz im Amplitudendichtespektrum ist, während das „SNR“ nach (3.1) gebildet wird. Zusätzlich gibt es die Möglichkeit die Graphen der Messergebnisse zu speichern, um sie nach der Online-Messung auszuwerten. Dies ist sinnvoll, wenn die Ergebnisse sehr schlecht ausfallen, um die Signalqualität zu beurteilen und evtl. Störungen nachzuweisen.

Die Entscheidung wird derart gefällt, dass nach der Evaluationszeit das SNR oder die Amplitude für alle eingestellten Frequenzen berechnet und anschließend der höchste Wert ermittelt wird. Das Zeichen, auf welches die Entscheidung gefallen ist, wird geschrieben und über ein grünes Kästchen über dem entsprechenden Schachbrettmuster angezeigt, um den Probanden ein Feedback und eine Entscheidungsmöglichkeit für seinen nächsten Befehl zu geben.

Die Schachbrettmuster-Wechsel werden bei beiden Anwendungen, CFS-Training und SSVEP-Speller, mit Hilfe eines Timers initiiert. Als Timer wurde der QueryPerformanceCounter genutzt, welcher den CPU-Takt als Ausgang nimmt [47, 48]. Auf die Weise kann ein Timer mit einer

Auflösung von unter 1  $\mu$ s realisiert werden [49]. Beim SSVEP-Speller wird ein einziger Timer als Basis für alle Schachbretter genutzt, während beim CFS-Training zwei separate Timer genutzt werden.

### 3.2.6 DirectX

Im Gegensatz zu dem bisher verwendeten C#-Programm wurde in dieser Arbeit ein Schachbrett-Generator in C++ via DirectX entwickelt. Wie in Kapitel 2.3 erwähnt, umgeht DirectX einen Teil der Windows-internen Abstraktionsebenen der Bildbearbeitung (GDI und DDI) und kann daher über die Hardware-Abstraktionsschicht die Graphikkarte direkt ansteuern.

Das Programm ist so aufgebaut, dass es die Bildwiederholrate (BWR) des Monitors ausliest und an Stelle eines Timers verwendet. Es werden keine Frequenzen eingegeben, sondern die Anzahl an Bildaufbauten, die das Schachbrett die aktuelle Farbe beibehalten soll. So sind nur Frequenzen wählbar, welche bei der eingestellten BWR vom Monitor generiert werden können. Dabei wurde Vsync aktiviert, so dass die Bilderzeugung im Programm exakt auf den Bildaufbau des Monitors abgestimmt wird, sowie der Vollbildmodus gewählt, um zu verhindern, dass andere Programme DirectX ausbremsen. Da für beide Zustände (invertiertes und nicht-invertiertes Muster) separat die Anzahl einstellbar ist, kann ein beliebiges Tastverhältnis  $m : n$  mit ganzzahligen  $m$  und  $n$  eingestellt werden. Da das Programm gegen Ende der Arbeit zu Testzwecken entwickelt wurde, wurde zuerst nur ein einzelnes Schachbrett dargestellt. Nach Abschluss aller Messungen wurde das Programm auf eine einfache Anwendung mit zwei Schachbrettmustern und ohne Synchronisation mit der Messsoftware erstellt. Das Programm kann aus Matlab gestartet werden, allerdings findet keine Synchronisation via UDP statt, die Parameter werden von Matlab in ein Text-File geschrieben und von dem Stimulationsprogramm ausgelesen. Die Stimulation wird kurz vor der EEG-Messung gestartet und läuft aktuell fünf Sekunden länger als die Messung, um sicherzugehen, dass während der gesamten Messdauer eine Stimulation stattfindet. Das Programm kann im Folgenden um eine Synchronisation erweitert werden, was auch die Umsetzung eines BCIs mittels DirectX ermöglichen würde.

## 3.3 Monitormessung

Neben den EEG-Messungen wurde die real angezeigte Stimulation mittels Phototransistoren und eines LabVIEW-Programms aufgenommen und ihr Verlauf anschließend ausgewertet. Die Ergebnisse wurden mit denen der EEG-Messungen verglichen.

### 3.3.1 Hardware

Der Aufbau besteht aus zwei Phototransistoren und der National Instruments Messkarte NIPCI6221 in Kombination mit der SCB68-Box. Die Phototransistoren sind vom Typ SFH300 von OSRAM und haben den in

Abbildung 3.4 gezeigten Empfindlichkeitsverlauf. In Blau ist zusätzlich die spektrale Empfindlichkeit des menschlichen Auges bei Tageslicht eingezeichnet. Der Phototransistor deckt den gesamten Wellenlängenbereich ab, welcher mit dem menschlichen Auge wahrgenommen werden kann und eignet sich damit gut für die gewünschten Messungen.

Das von den Phototransistoren aufgenommene Messsignal wird auf die SCB68-Box gegeben, welche als geschirmter Input/Output-Anschlussblock das Signal an die im Mess-PC verbaute PCI6221 weiterleitet.

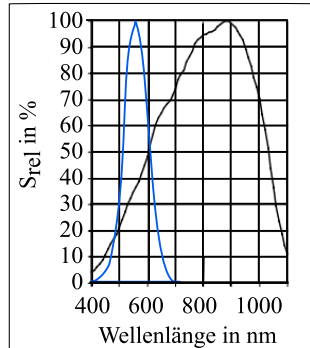


Abbildung 3.4: Vergleich spektrale Empfindlichkeit des SFH300 von OS-RAM (schwarz) nach [50] und der des menschlichen Auges bei photopischen Sehen (blau) nach [51].

Die Messkarte kann bis zu 250 kS/s mit einer Auflösung von 50 ns und einer Genauigkeit von 50 ppm der Abtastrate aufnehmen. Für die in dieser Arbeit verwendeten Bildwiederholfrequenzen von maximal 144 Hz, was einer Periode von 6,94 ms entspricht, ist die Auflösung angemessen.

Die beiden Phototransistoren wurden über einen mechanisch verstellbaren Rahmen an dem jeweiligen Monitor fixiert. Der Rahmen kann an die Größe des Monitors angepasst werden. Die Phototransistoren können entlang von Schienen horizontal und vertikal verschoben und so an den Schachbrettmustern ausgerichtet werden.

### 3.3.2 Software

Die Messdaten werden von einem LabVIEW-Programm aufgenommen und dargestellt. Zusätzlich wurde eine Auswertung implementiert, welche die einzelnen Messparameter aus den Messdaten bestimmt. Eine graphische Darstellung ist in Abbildung 3.5 zu sehen.

In a) ist eine typische Messkurve skizziert: bei einem invertierenden Schachbrettmuster wird der Phototransistor zwei den Helligkeiten entsprechende Spannungen ausgeben. Im Beispiel sowie in den Messungen wurden mit Schwarz und Weiß die Farben mit dem größten Helligkeitsunterschied gewählt, um eine möglichst große Spannungsdifferenz messen zu



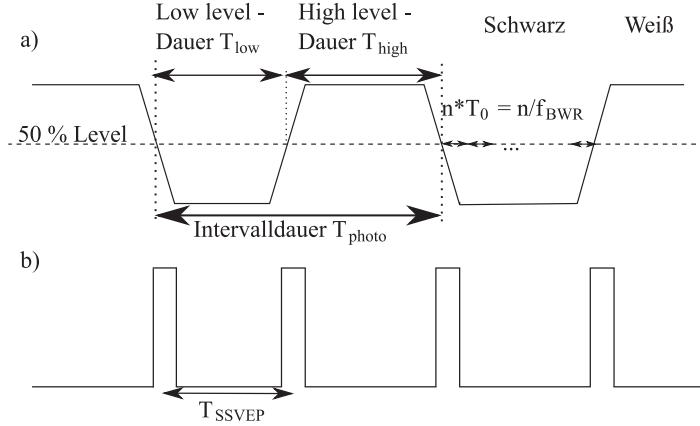


Abbildung 3.5: Schema der Helligkeitsmesskurve mit den ausgewerteten Parametern: a) mit dem Phototransistor aufgenommene Messkurve, b) schematisch dargestellte entsprechende SSVEP-Antwort.

können. Der Mittelwert der beiden Spannungen, im Bild als 50% -Level bezeichnet, wurde als Grenze genutzt, um zwischen der Dauer, in welcher Weiß bzw. Schwarz gezeigt wurde, zu unterscheiden. Diese wurden als High Level- und Low Level-Dauer ( $T_{High}$  und  $T_{Low}$ ) bezeichnet. Eine komplette Periode (die Zeit bis ein Kästchen wieder seine ursprüngliche Farbe angenommen hat) wird als Photo-Intervalldauer  $T_{photo}$  bezeichnet. Da das Gehirn allerdings auf jeden Farbwechsel reagiert, unabhängig davon in welche Richtung die Farbe sich ändert, ist die Periodendauer der SSVEP-Antwort halb so lang und wird als  $T_{SSVEP}$  bezeichnet. Sie ist in b) anhand von Reizimpulsen bei jedem Wechsel der Farbe angedeutet. Bei der Auswertung muss für einen Vergleich der beiden Frequenzen auf eine entsprechende Anpassung geachtet werden.

Als weitere Parameter wurden die rise- und fall-Zeiten berechnet, welche ein Indiz dafür sind, wie schnell der Wechsel zwischen den Farben verläuft. Zusätzlich wurde bestimmt, wie lang die High- und Low-Level-Dauern im Vergleich zur Bildwiederholrate  $f_{BWR}$  bzw. ihrem Inversen  $T_0$  sind. Da der Monitor nur in diskreten Abständen das Bild erneuert, kann eine Periodendauer nur ein ganzzahliges Vielfaches  $n$  dieser Zeit sein.

Zusätzlich wird auch der Mittelwert der gemessenen Periodendauern und der daraus ermittelten Frequenz sowie die Standardabweichung bestimmt. Die Frequenz wird als Inverses der gemittelten Periodendauern berechnet, ihre Unsicherheit liegt daher nach dem Gesetz der Fehlerfortpflanzung bei

$$\begin{aligned} \Delta f &= \frac{\partial f(t)}{\partial t} \cdot \Delta t = \frac{\partial \frac{1}{T(t)}}{\partial t} \cdot \Delta t = \frac{1}{t^2} \cdot \partial t \\ &= (144 \text{ Hz})^2 \cdot 50 \text{ ns} \approx 1,04 \text{ mHz} \end{aligned} \quad (3.3)$$

Als minimales  $t$ , welches bestimmt wurde, wurde das Inverse der Bildwiederholfrequenz angenommen, bei den realen Periodendauern von mehreren  $T_0$  und durch die Mittelung über 15 Sekunden ergeben sich real bessere Werte für die Messunsicherheit.

Diese Werte wurden in LabVIEW berechnet und in Matlab exportiert, so dass mehrere Messungen untereinander verglichen werden konnten. Aus den Periodendauern, welche bis auf die sechste Nachkommastelle berechnet wurden, wurden die entsprechenden Frequenzen bestimmt. Anschließend wurden diese auf zwei Nachkommastellen gerundet, was der Frequenzauflösung der EEG-Messungen entspricht. Eine detaillierte Beschreibung der Software ist in [52, 53] zu finden.

### 3.4 Hautwiderstandsmessung

Im Rahmen des Projektes „Kein Täter werden“ sollte ein Ersatzschaltbild zwei sich berührender menschlicher Körper erstellt werden mit dem Ziel, die Übertragung des EKGs von einem Menschen auf einen zweiten zu untersuchen. Insbesondere der Übergang zwischen zwei Körpern wurde bislang noch nicht untersucht und stellt somit die größte Herausforderung dar. Zu Beginn des Projektes wurde die These aufgestellt, dass sich der Übergangswiderstand näherungsweise aus einer Reihenschaltung der Hautwiderstände der beiden Personen und gegebenenfalls einem unbekannten Anteil zusammensetzt. Aus diesem Grund wurde der Hautwiderstand, der von vielen Faktoren abhängig ist, unter verschiedenen Randbedingungen untersucht.

Dafür wurde im Rahmen der Masterarbeit von Simon Gehring [54] ein Messgerät entwickelt, mit welchem der Hautwiderstand zweier Personen zeitgleich gemessen werden konnte. Gleichzeitig wird die Möglichkeit bereitgestellt, den Übergangswiderstand zwischen ihnen zu bestimmen. Zusätzlich zu der Widerstandsmessung wurde eine Spannungsmessung umgesetzt, um das EKG zweier Personen messen zu können. Der Aufbau dieses Messgerätes und seiner Mess- und Auswertesoftware sowie die Vorüberlegungen zum Ersatzschaltbild werden im Folgenden diskutiert.

#### 3.4.1 Vorüberlegungen

Es sollen die Haut- und Übergangswiderstände zwischen zwei Personen bei Berührung bestimmt werden. Wie in Kapitel 2.4 beschrieben, handelt es sich bei der Haut um einen komplexen Widerstand mit ohmschem und kapazitivem Anteil. Allerdings orientiert sich die Auslegung des Messgerätes an dem Ziel, das Übertragungsverhalten des EKGs zu bestimmen. Für gewöhnlich haben Menschen eine Herzrate von 60 bis 120 Schlägen pro Minute, was einer Frequenz von 1 bis 2 Hz entspricht. Aus technischer Sicht ist diese Frequenz so klein, dass die Annahme berechtigt ist, dass das kapazitive Verhalten für die Auslegung vernachlässigt werden kann. Der ohmsche Anteil kann wie bei einer Messung von technischen Widerständen durch das Anlegen eines Stromes und der Messung der über dem

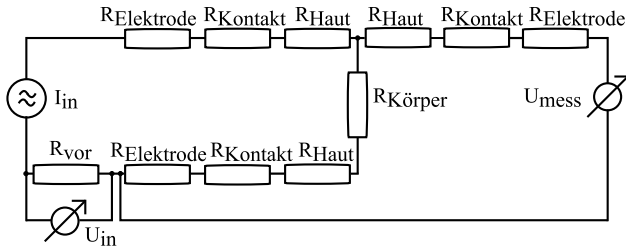


Abbildung 3.6: Ersatzschaltbild der Hautwiderstandsmessung.

Widerstand abfallenden Spannung bestimmt werden. Da der Widerstand in diesem Fall der menschliche Körper ist, wurden geringe Stromstärken in der Größenordnung von 0,1 bis 10  $\mu\text{A}$  verwendet, welche weit unter der Gefahrgrenze von 40 mA (Schutztechnik) [55] und unter der Wahrnehmungsgrenze von 2 mA liegen [56].

Die Messung des Hautwiderstandes wird über eine Dreipunktmessung realisiert. Dazu wird an zwei weiteren Elektroden ein Strom einspeist und an zwei die über dem Körper abfallende Spannung gemessen. Eine Strom- und eine Spannungsleitung werden dabei zusammengeschlossen, so dass mit nur drei Elektroden ein Kontakt zum Körper hergestellt wird (Abbildung 3.6). Die Widerstände sind für die Haut, den Körper, die Elektroden und den Kontakt zwischen Elektroden und Haut eingezeichnet. Zusätzlich liegt im Stromzweig ein bekannter Widerstand, welcher seinerseits über eine Spannungsmessung zur Bestimmung des angelegten Stromes mit Hilfe des ohmschen Gesetzes dient. Im Spannungsmesszweig fließt idealerweise kein Strom, da der Eingangswiderstand des Messgerätes deutlich höher als der Körperwiderstand ist. So haben die Haut-, Kontakt- und Elektrodenwiderstände auf der rechten Seite des Ersatzschaltbildes keinen Einfluss auf die Messung. Gemessen wird der Gesamtwiderstand von Haut, Körper, Elektrode und Kontakt zwischen Elektrode und Körper. Da der Elektroden- und Kontaktwiderstand bei den verwendeten Klebeelektroden zusammen weniger als 10 k $\Omega$  betragen, der Körperwiderstand bei ca. 2 k $\Omega$  und der Hautwiderstand bei mehreren 100 k $\Omega$  bis 10 M $\Omega$  liegt, kann dieser durch den gemessenen Gesamtwiderstand angenähert werden.

### 3.4.2 Hardware

In Abbildung 3.7 ist der Aufbau des Messsystems schematisch dargestellt. Alle Messdaten werden über ein Anti-Aliasing-Filter an den ADC ADS1248 von Texas Instruments geleitet. Dieser wandelt die Daten und verstärkt sie. Er hat eine Auflösung von 24 Bit sowie einen integrierten PGA (Programmable Gain Amplifier, programmierbarer Speicher) mit einer maximalen Verstärkung von 128. Die acht Eingänge können als sieben Single-Ended

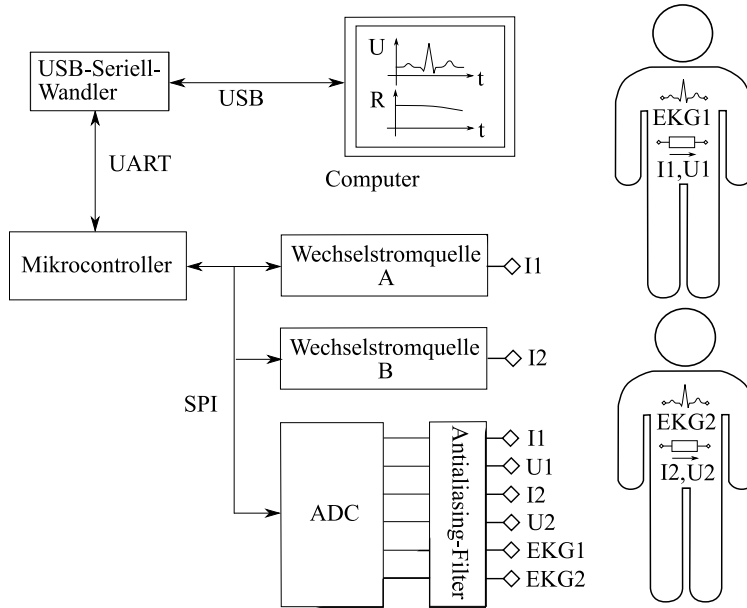


Abbildung 3.7: Schematischer Aufbau des Datenaufnahmesystems [54].

oder vier differentielle Kanäle arbeiten. Ein Messen von vier Differenzsignalen, wie es bei der zeitgleichen Hautwiderstandsmessung an zwei Personen der Fall ist, ist somit realisierbar. Die Abtastrate von 2 kHz ist für die gewünschte Anwendung ausreichend. Die Referenzspannung, die der ADC benötigt, wird über den REF5025 bereitgestellt.

Über SPI bekommt der ADC vom  $\mu C$  den Befehl, welche Messung mit welchen Parametern durchzuführen ist. Der  $\mu C$  versorgt ebenfalls die Stromquellen mit den für die jeweilige Messung gewünschten Einstellungen wie Frequenz oder Amplitude. Als  $\mu C$  wurde der ATMEGA1284P gewählt. Er hat eine maximale Taktfrequenz von 20 MHz, einen 128 kByte großen Programmspeicher sowie 32 Ein- und Ausgänge, welche für die vielfältige Anzahl an Anwendungen, die das Gerät leisten soll, sowie die Anzahl an Bauteilen, mit denen er kommunizieren soll, nötig sind. Die Messeinstellungen bekommt der  $\mu C$  von einem Computer. Für die Kommunikation mit dem Computer werden die vom  $\mu C$  über UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) gesendeten Daten von dem USB-Seriell-Wandler FT232R umgesetzt und via USB weitergeleitet.

Die Realisierung der einzelnen Messungen wird im Folgenden vorgestellt.

### Spannungsversorgung

Die verwendeten Bauteile brauchen unterschiedliche Versorgungsspannungen. Die Versorgung der Messkassette wird mit  $\pm 12\text{ V}$  vorgenommen, welche für die analogen Bauteile auf zwei verschiedene bipolare Spannungen geregelt wurden. Die  $+5\text{ V}$  für die digitalen Bauteile werden über USB bereitgestellt. Der ADC braucht  $\pm 2,5\text{ V}$ , die restlichen analogen Bauteile benötigen  $\pm 5\text{ V}$ . Für die Spannungswandlung wurden die beiden Linearregler TPS7A4901 und TPS7A3001 der Firma Texas Instruments genutzt.

### Widerstandsmessungen

Es sollten sowohl der Haut- als auch der Übergangswiderstand zwischen zwei Personen gemessen werden. Da die Widerstände in unterschiedlichen Größenordnungen liegen und es zusätzlich einen Messmodus für EKG-Messung gibt, muss eine automatische Umschaltung zwischen den Modi, den Frequenzen und Amplituden des eingespeisten Stroms umgesetzt werden. Zeitgleich muss darauf geachtet werden, dass der Spannungswert nicht den Dynamikbereich des Verstärkers überschreitet, welcher das Spannungssignal misst.

Das Stromsignal wurde durch eine Kombination von Signalgenerator und Spannungsstromwandler generiert. Der Signalgenerator besteht aus dem Signalgeneratorchip AD9833 von Analog Devices und kann Sinus-, Rechteck- und Dreieckssignale mit Frequenzen von Gleichspannung bis  $12,5\text{ MHz}$  erzeugen. Das Signal hat dabei eine Amplitude von  $38$  bis  $650\text{ mV}$ , welche jedoch nicht programmierbar ist, sondern über die analoge Beschaltung eingestellt werden muss. In diesem Fall wurden  $10\text{ mV}$  als Amplitude gewählt. Die durch den Signalgenerator erzeugten hochfrequenten Störungen werden durch ein Tiefpassfilter mit einer Grenzfrequenz bei  $10,2\text{ kHz}$  eliminiert und anschließend auf einen Differenzverstärker mit Verstärkung  $1$  gegeben, um den Gleichspannungsanteil zu minimieren. Die Anpassung der Amplitude an unterschiedliche Messbedingungen erfolgt mittels des AD8253, dessen Verstärkung programmierbar ist. An seinen Eingängen A0 und A1 können dafür zwei digitale Spannungspegel angelegt werden, um eine Verstärkung von  $1$ ,  $10$ ,  $100$  oder  $1000$  einzustellen. In dieser Arbeit wurden auf diese Weise Spannungen von  $10\text{ mV}$ ,  $100\text{ mV}$  und  $1\text{ V}$  erzeugt.

Anschließend wird das Spannungssignal in ein Stromsignal gewandelt. Der Aufbau ist in Abbildung 3.8 zu sehen. IC1 ist als Spannungs-Strom-Wandler geschaltet: Das Ausgangssignal  $U(t)$  des Signalgenerators fällt an  $R1$  ab und definiert einen Strom  $I(t)$ . Dieser wird indirekt über IC2 gemessen und so für die spätere Widerstandsbestimmung genutzt. Der Strom wird über X1 und X2 in den Körper eingespeist, über X3 und X4 wird die abfallende Spannung abgegriffen und anschließend über IC3 verstärkt.  $R1$  wurde auf  $100\ \Omega$  dimensioniert, um in Abhängigkeit der Spannungen  $10\text{ mV}$ ,  $100\text{ mV}$  und  $1\text{ V}$  Ströme von  $100\text{ nA}$ ,  $1\ \mu\text{A}$  und  $10\ \mu\text{A}$  zu erzeugen. So können Widerstände von wenigen  $\Omega$  bis mehreren  $\text{M}\Omega$  gemessen wer-

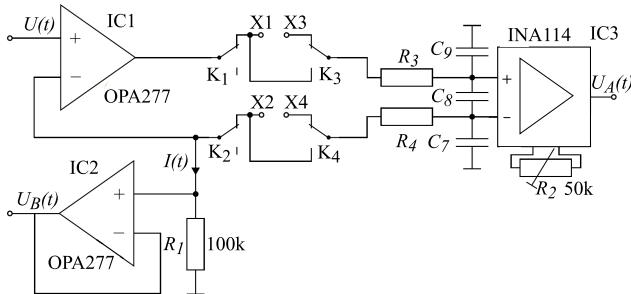


Abbildung 3.8: Aufbau eines Spannungs-Strom-Wandlers als Wechselstromquelle. X1 und X2 sind die Strom-einspeisenden Elektroden, X3 und X4 die Elektroden, über die die am Körper abfallende Spannung gemessen wird [54].

den.

Die Relais K3 und K4 können zwischen Haut- und Übergangswiderstandsmessungen umschalten, indem sie Stromeinspeisung und Spannungsmessung auf einer Seite überbrücken oder die Überbrückung aufheben. K1 und K2 dienen dazu, den Körper vom Signalgenerator zu trennen, wenn keine Messung durchgeführt wird. So soll eine mögliche Gleichstromein- kopplung verhindert werden. Das Hochpassfilter  $R_3$ ,  $R_4$ ,  $C_7$ ,  $C_8$  und  $C_9$  war für den Fall von starken Störungen vorgesehen, wurde jedoch nicht bestückt. Die beiden Messsignale  $U_A(t)$  und  $U_B(t)$  sind über ein Anti-Aliasing-Filter mit einer Grenzfrequenz von 338,6 Hz mit den Eingängen des ADCs verbunden.

### EKG-Messung

Die Messung des EKGs wurde durch die im Folgenden vorgestellte Verstärkerschaltung umgesetzt (Abbildung 3.9). Der INA114 wurde als Instrumentenverstärker gewählt, da er ein geringes Eigenrauschen von  $15 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ , einen geringen Offset und eine gute Gleichtaktunterdrückung von 130 dB aufweist. Die Verstärkung wird mit Hilfe der an Pin 2 und Pin 15 liegenden Widerstände auf 10 bzw. 50 eingestellt und über K1 ausgewählt. Durch den Impedanzwandler OPA277 wird das gemessene und verstärkte Signal an den ADC gegeben. Das Tiefpassfilter am Eingang des INA114 war notwendig, um Biasströme abzuführen. Die Wahl von  $R_1$  und  $R_2$  auf  $100 \text{ k}\Omega$  entspricht den typischen Werten in der Literatur und ergibt in Kombination mit den Kapazitäten  $C_7$ ,  $C_8$  und  $C_9$  eine Grenzfrequenz von 1,6 kHz [57].

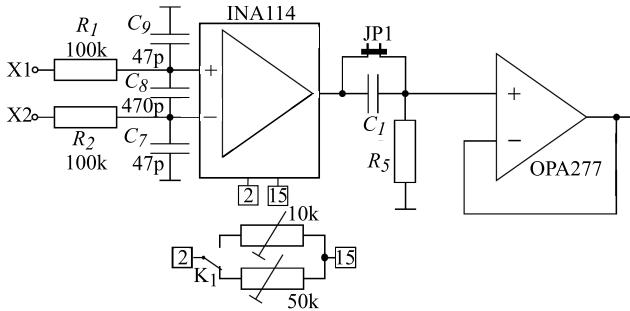


Abbildung 3.9: Aufbau des EKG-Verstärkers [54].

### 3.4.3 Software

Nach der Hardware soll im Folgenden die Software erläutert werden. Diese kann dabei in das  $\mu$ C-Programm, welches in C geschrieben ist, und das Mess- und Auswertprogramm auf dem Computer, welches in LabVIEW realisiert wurde, unterteilt werden.

#### Kommunikation zwischen den einzelnen Komponenten

Die Kommunikation zwischen den beiden Programmen läuft über UART. Über den bereits erwähnten USB-Seriell-Wandler FT232R wird die Verbindung zwischen PC und Messkassette mittels USB hergestellt.

Über das LabVIEW-Programm wird am Anfang der  $\mu$ Controller initialisiert. Anschließend wartet der  $\mu$ C in einer while-Schleife auf weitere Befehle vom Computer. Zur Absicherung werden die empfangenen Daten vom  $\mu$ C an den PC gesendet und erst nach einer Bestätigung ausgeführt.

In die andere Richtung kommuniziert der  $\mu$ C über SPI mit dem Signalgeneratorchip AD9833 und dem ADC ADS1248. Der AD9833 arbeitet nach dem Prinzip der direkten digitalen Synthese (DDS). Dabei zählt ein Phasenakkumulator von einer Taktfrequenz gesteuert hoch. Der aktuelle Wert wird durch einen Phasen-Amplitudenkonverter seiner Signalform entsprechend in ein Ausgangssignal übersetzt. Dabei kann eine Sinustabelle genutzt werden; für das Dreieckssignal wird das Eingangssignal direkt auf den Ausgang gegeben und für das Rechtecksignal wird lediglich das erste Bit des Zählsignales betrachtet. Anschließend wird das digital generierte Signal mit Hilfe eines D/A-Wandlers in ein analoges übersetzt. Ein Tiefpass glättet das Signal.

Der AD9833 wird über den  $\mu$ C programmiert und das Sinussignal sowie die gewünschte Signalfrequenz vorgegeben. Details zur Programmierung sind in [54] nachzulesen.

## Mittelung

Das Wunschziel des Projektes war es, das EKG einer Person (im Folgenden Sender genannt) in einer zweiten von ihr berührten Person (Empfänger genannt) zu detektieren. Damit dies möglich ist, muss eine Signalverarbeitung stattfinden. Da der Hautwiderstand deutlich größer ist als der Körperwiderstand, über welchem das Signal gemessen werden soll, wird nach dem Prinzip des Spannungsteilers das Sender-EKG um Faktor 100 bis 1000 kleiner im Empfänger nachzuweisen sein. Bei einer R-Zacke von ca. 1 mV ergibt dies ein zu detektierendes Signal von unter 10  $\mu$ V. Zusätzlich zu dieser geringen Signalamplitude ergibt sich das Problem, dass der Empfänger selber ebenfalls ein EKG hat, welches mit unverminderter Amplitude das gesuchte Signal überlagert.

Um trotzdem das Sender-EKG zu detektieren, wurde das Verfahren der Signalmittelung implementiert. Dafür ist es wichtig, dass parallel zu der EKG-Messung des Empfängers das EKG des Senders aufgenommen wird. Das Signal, welches am Empfänger gemessen wird, wird anschließend in Abschnitte von je einem Herzschlag unterteilt. Das Sender-EKG dient dabei als Trigger, so dass in jedem Abschnitt das Sender-EKG an derselben Position zu finden ist, während die Position des Empfänger-EKGs variiert. Durch die Mittelwertbildung wird das Sender-EKG größer, während das Empfänger-EKG mit steigender Anzahl an Mittelungen abnimmt.

## Graphische Benutzeroberfläche

Für die bequeme Nutzung wurde eine graphische Benutzeroberfläche entwickelt, die für die Steuerung der Messung sowie die Messdatenauswertung und -darstellung konzipiert wurde. Aufgrund der Anzahl an unterschiedlichen Messungen wurde sie mit mehreren Seiten aufgebaut, die über Reiter angewählt werden können. Im ersten Fenster lassen sich EKG-Messungen sowie die anschließende Signalmittelung durchführen, im zweiten Haut- und Übergangswiderstandsmessungen auswerten.

Bei allen Messungen lässt sich die Datenrate und die Verstärkung des ADCs einstellen. Bei der Widerstandsmessung kann gewählt werden, welche Widerstände gemessen und wie viele Messungen durchgeführt werden sollen. Die Signalfrequenz kann von 1 bis 2000 Hz eingestellt werden, wobei meistens 3 Hz als EKG-nahe Frequenz verwendet wurde. Die Signalamplitude kann auf 100 nA, 1  $\mu$ A oder 10  $\mu$ A gesetzt werden.

Bei der EKG-Messung kann gewählt werden, ob das EKG von einer oder zwei Personen aufgezeichnet und wie viele Messwerte aufgenommen werden sollen. Für die Verstärkung kann zwischen 10- und 50-fach entschieden werden.

Bei allen Messungen werden die Messwerte als Kennlinie über die Zeit dargestellt. Bei Widerstandsmessungen werden die Strom- und Widerstandskennlinie separat angezeigt.

Die bereits erwähnte Signalmittelung ist bei Aufnahme von ein oder zwei EKGs möglich. Bei einem EKG wird die Mittelung genutzt, um die Signalqualität zu verbessern, z. B. bei starken Störungen. Bei zwei EKGs



kann entschieden werden, welches der beiden EKGs als das des Senders und welches als Empfänger-EKG interpretiert werden soll. Wird EKG 1 als Sender-EKG genutzt, wird EKG 2 entsprechend in Abschnitte geteilt, bei denen die R-Zacken des EKG1 immer an derselben Position liegen. Das EKG-Signal aus EKG 2 sollte reduziert werden, während das Sender-EKG in EKG 2 klarer zu erkennen sein sollte. Über LEDs in der Benutzeroberfläche wird angezeigt, ob die Mittelung erfolgreich war oder ob Fehler aufgetreten sind. Die Position der gesuchten R-Zacke, welche als Trigger fungiert, wird über ein Anzeigeelement markiert. Die Anzahl an Mittelungen kann sowohl bei Messung von zwei als auch bei der Messung eines einzelnen EKGs eingestellt werden.



# 4

## Messungen und Auswertung

In dieser Arbeit wurden unterschiedliche Messungen gemacht, deren Ergebnisse im Folgenden vorgestellt werden. Als Erstes werden die EEG-Messungen diskutiert. Diese wurden in eine Pilotstudie mit einer Testperson und eine erweiterte Studie mit 30 bis 31 Probanden unterteilt, welche die Ergebnisse der Pilotstudie verifizieren sollten. Im Rahmen dieser Untersuchungen wurde zum einen der Einfluss der Farbkombination des Stimulationsmusters ausgewertet, zum anderen wurde der bisher zur Stimulation verwendete Frequenzbereich nach oben erweitert. Da die Frequenzen, bei welchen im EEG das Signal lag, von den in der Software eingestellten abweichen, wurden die Genauigkeit der Auswertesoftware und die real auf dem Computermonitor angezeigten Frequenzen untersucht. Dabei wurden die unterschiedlichen Komponenten zur Stimulationserzeugung betrachtet. Anschließend wird die Verwendung von DirectX als Alternative zur bisherigen Stimulationserzeugung bewertet. Im letzten Abschnitt dieses Kapitels werden die Ergebnisse der Hautwiderstandsmessungen diskutiert.

### 4.1 EEG-Messung

Da in dieser Arbeit eine Anzahl von EEG-Messungen unter unterschiedlichen Randbedingungen durchgeführt wurde, soll zu Beginn das gemeinsame Setup vorgestellt werden.

Bei allen Messungen in diesem Unterkapitel wurde der 25-Kanal-Helm verwendet. Die Stimulation erfolgte durch Schachbrettmuster, die aus  $12 \times 12$  quadratischen Kästchen der Breite 12,4 mm bestehen; in der Software entspricht dies der Einstellung Höhe = 2 und Subsize = 2. Es wurden immer zwei Schachbretter zur selben Zeit auf dem Monitor angezeigt, die symmetrisch zur Mitte mit maximalem Abstand zueinander (Abstand = 3) ausgerichtet waren. Die Messungen dauerten jeweils 30 Sekunden mit je 5 Sekunden Pause zwischen den Messungen. Als Monitor wurde für alle hier aufgeführten Messungen der ASUS VG278H genutzt mit einer

Bildwiederholfrequenz von 144 Hz, einer Auflösung von 1920x1080 Pixeln, 100% Helligkeit und 80% Kontrast.

Bei der Auswertung wurden die Elektroden O1, Oz, O2, PO7 und PO8 betrachtet. SNR und SFDR wurden jeweils als Mittelwert der besten zwei Ergebnisse dieser fünf Kanäle bestimmt. Zusätzlich wird die Amplitude betrachtet, welche im Amplitudenspektrum bei der entsprechenden Frequenz abgelesen wurde.

Die Messungen fanden in einem nicht-geschirmten Raum bei leichter Deckenbeleuchtung statt. Die Probanden wurden angewiesen, sich gemütlich und entspannt hinzusetzen. Der Abstand zwischen Augen und Monitor betrug ungefähr 72 cm. Weitere Randbedingungen oder abweichende Einstellungen sind in den jeweiligen Unterkapiteln aufgeführt.

Es wurde eine Pilot-Studie zu SSVEP bei hohen Frequenzen an einer Person durchgeführt, die gefundenen Ergebnisse wurden durch Messungen an weiteren Probanden verifiziert. Zuvor wurde für jeden Probanden die individuell beste Farbkombination für die Stimulation bestimmt. Die Ergebnisse dieser Voruntersuchung wurden ebenfalls in diese Arbeit aufgenommen. BCI-Messungen wurden in der Pilotstudie vorgenommen, um das Potential der hohen Frequenzen in BCI-Anwendungen aufzuzeigen.

Bei allen Messungen wurden Abweichungen zwischen der eingestellten Stimulationsfrequenz und der Frequenz mit der höchsten Amplitude beobachtet, die reproduzierbar und bei allen Probanden gleich waren. Die Ursache dafür wird in Kapitel 4.2 untersucht und in dem vorliegenden Abschnitt nicht weiter diskutiert. Es werden generell die im Programm eingestellten Frequenzen als Angabe für Tabellen und Diskussion genutzt, bei den Berechnungen und Auswertungen wurden die Abweichungen jedoch berücksichtigt.

Wie bereits in Kapitel 3.2 erwähnt, wird keine explizite Unterscheidung zwischen Rauschen und Störungen getroffen, sondern die Summe beider mangels einer besseren Bezeichnung als „Rauschen“ zusammengefasst. Dies gilt sowohl für die Bestimmung von SNR und SFDR, bei welchen eine Trennung der beiden Parameter nicht eindeutig möglich und für die gegebene Fragestellung auch nicht nötig ist, als auch bei der Diskussion. Einzelne Störquellen werden jedoch qualitativ erwähnt. Bei den Amplituden ist eine Unterteilung in Signal und Störung / Rauschen gar nicht möglich, die gemessenen Werte dienen nur zur Orientierung, in welcher Größenordnung sich das Messsignal befindet.

#### **4.1.1 EEG-Messung mit verschiedenen Farbkombinationen**

Das Hauptziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss der Anregungsfrequenz auf die SSVEP-Antwort zu untersuchen und ihr Potential für BCI-Anwendungen abzuschätzen. Da die Farbkombination der zur Stimulation genutzten Schachbrettmuster ebenfalls einen Einfluss hat [18–20],















Farbkombination	Hex-Code	
Schwarz-Weiß	000000:FFFFFF	
Rot-Grün	FF0000:00FF00	
Rot-Blau	FF0000:0000FF	
Grün-Blau	00FF00:0000FF	
Cyan-Magenta	00FFFF:FF00FF	
Cyan-Gelb	00FFFF:FFFF00	
Magenta-Gelb	FF00FF:FFFF00	
Blau-Gelb	0000FF:FFFF00	
Rot-Cyan	FF0000:00FFFF	
Grün-Magenta	00FF00:FF00FF	
Oliv-Dunkelviolet	556B2F:AA94D0	
Braun-Dunkeltürkis	A52A2A:5AD5D5	
Schwarz-Rot	000000:FF0000	
Weiß-Rot	FFFFFF:FF0000	

Abbildung 4.1: Verwendete Farbkombinationen

wurde vor Beginn der eigentlichen Studie die beste Farbkombination für jeden der 31 Probanden bestimmt. Die Probanden waren zwischen 22 und 55 Jahre alt mit einem durchschnittlichen Alter von  $28,6 \pm 6,8$  Jahren, 12 waren weiblich, 19 männlich. Für die Stimulation wurden die 14 in Tabelle 4.1 verwendeten Farbkombinationen genutzt. Dabei handelt es sich neben dem oft genutzten Schwarz-Weiß um diverse Kombinationen mit den drei Grundfarben Magenta, Gelb und Cyan sowie Rot, Grün und Blau, welche den Farben der Subpixel des Computermonitors entsprechen. Zusätzlich zu diesen kräftigen Farben wurden zwei Kombinationen mit gedeckten Farben verwendet: Oliv-Dunkelviolet sowie Braun-Dunkeltürkis. Die Schachbretter wurden mit jeder Farbkombination jeweils mit 12 und 15 Hz blinkend für 30 s angezeigt und anschließend die SFDR- sowie SNR-Werte berechnet und die Höhe der Amplituden ausgemessen. Zur Bestimmung, mit welcher Farbkombination die weiteren Untersuchungen gemacht werden sollten, wurde der SFDR-Wert als Entscheidungskriterium genommen.

Um einen ersten Überblick darüber zu bekommen, auf welche Farbkombinationen die Probanden besonders gut reagieren, wurde ausgezählt, wie viele Probanden ihr bestes Ergebnis bei welcher Farbkombination erreicht haben. Dies wurde für alle drei Parameter durchgeführt, die Verteilung ist in Abbildung 4.2 dargestellt. Zur besseren Übersicht wurde jeweils das bessere Ergebnis der beiden Frequenzen gewählt. Es ist offensichtlich, dass bei der häufig in Untersuchungen genutzten Farbkombination Schwarz-Weiß kein Proband sein bestes SNR, nur einer sein bestes SFDR und drei

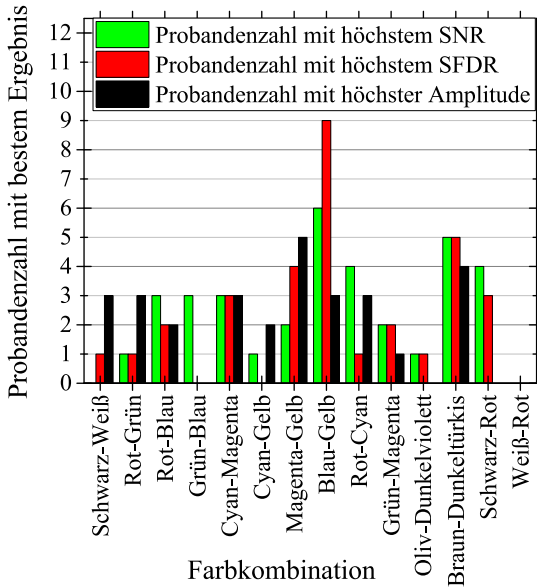


Abbildung 4.2: Anzahl der Probanden, die bei der jeweiligen Farbe ihre besten SNR (grün) / SFDR (rot) / Amplitude (schwarz) erreicht haben.

die höchste Amplitude erreicht haben. Für die anderen 28-31 Probanden hat sich mindestens eine Farbkombination mit besserem Response gefunden. Die Farbkombinationen, bei welcher die meisten Probanden ihr bestes Ergebnis erreicht haben, sind Gelb-Blau mit neun bzw. sechs Probanden für SFDR bzw. SNR und Magenta-Gelb mit fünf höchsten Amplituden. Weiß-Rot hat bei keinem Probanden das beste Ergebnis erzielt, weder die höchste Amplitude noch das beste SNR oder SFDR.

Da es eine Präferenz zu Gelb-Blau zu geben scheint, wurde in den Abbildungen 4.3 und 4.4 für jede Farbkombination der Mittelwert über das SNR / SFDR aller Probanden sowie die zugehörigen Standardabweichungen berechnet. Dies wurde gemacht, um beurteilen zu können, ob diese Farbkombination vielleicht für alle Probanden genutzt werden könnte, bzw. in Zukunft die vorige Bestimmung einer individuellen Farbkombination entfallen könnte. Die Amplituden wurden vor der Mittelung für jeden Probanden auf ihre jeweils beste Amplitude normiert, um die starken Unterschiede der Absolutwerte zwischen den einzelnen Probanden auszugleichen und eine bessere Übersicht zu bekommen. Das Ergebnis ist in Abbildung 4.5 zu sehen. Bei allen drei Parametern wurde diesmal auch der Unterschied zwischen der Stimulation mit 12 Hz (schwarz), 15 Hz (rot) und dem Mittelwert der beiden Messwerte (blau) einbezogen.

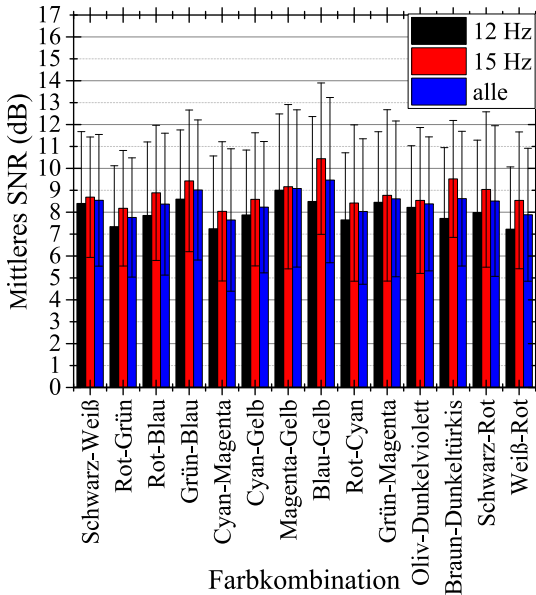


Abbildung 4.3: Mittelwerte der SNR-Werte der untersuchten Farben über alle Probanden sowie die jeweiligen Standardabweichungen. Die Auswertung erfolgte getrennt nach Stimulation mit 12 und 15 Hz, sowie dem Mittelwert der beiden.

Bei der Amplitude ist für alle Farbkombinationen das Signal bei 12 Hz größer, da hier das SSVEP-Signal zusätzlich von Gehirnaktivitäten im  $\alpha$ -Band überlagert wird. Bei SNR und SFDR wird dies durch das Einbeziehen des Umgebungsrauschens, welches auch störendes Spontan-EEG einschließt, berücksichtigt. Bei beiden ist das Ergebnis bei 15 Hz für alle Farbkombinationen größer als bei 12 Hz. Es ist deutlich zu sehen, dass die Mittelwerte der einzelnen Farbkombinationen untereinander keine großen Unterschiede zeigen und die Standardabweichungen sehr breit gefächert sind. Bei Mittlung über beide Frequenzen liegt Blau-Gelb bei allen drei Parametern leicht vorne, aber der Unterschied zu den anderen Farbkombinationen ist nicht signifikant. So ist die normalisierte mittlere Amplitude bei Blau-Gelb 0,566 hoch, gefolgt von 0,563 bei Grün-Blau. Magenta-Gelb, welches mit fünf Probanden die meisten höchsten Amplituden hatte, liegt mit 0,559 über dem Durchschnitt von 0,530. Am schlechtesten schneidet Rot-Weiß mit 0,483 ab. Bei Standardabweichungen von 0,18 bis 0,25 sind diese Unterschiede nicht als aussagekräftig zu betrachten. Bei SNR und SFDR liegt Gelb-Blau mit  $9,47 \text{ dB} \pm 3,8 \text{ dB}$  für SNR und  $3,49 \text{ dB} \pm 3,2 \text{ dB}$  für SFDR vorne. Im Vergleich zu den schwächsten Farbkombina-

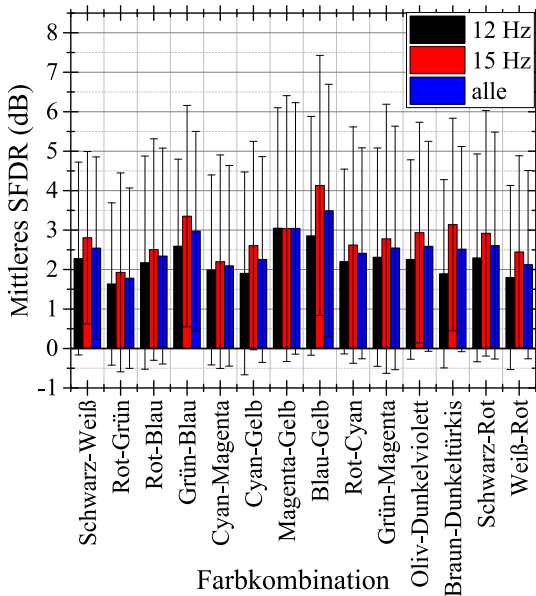


Abbildung 4.4: Mittelwerte der SFDR-Werte der untersuchten Farben über alle Probanden sowie die jeweiligen Standardabweichungen. Die Auswertung erfolgte getrennt nach Stimulation mit 12 und 15 Hz, sowie dem Mittelwert der beiden.

tionen Rot-Grün mit  $1,76 \text{ dB} \pm 2,7 \text{ dB}$  für SNR und Cyan-Magenta und Rot-Weiß mit  $2,09 \text{ dB} \pm 2,5 \text{ dB}$  und  $2,12 \text{ dB} \pm 2,4 \text{ dB}$  für SFDR ist im Anbetracht der Standardabweichungen ebenfalls kein signifikanter Unterschied zu erkennen. Das häufig verwendete Schwarz-Weiß liegt bei allen drei Parametern im Mittelfeld mit  $0,56 \text{ } \mu\text{V}$  (Mittelwert  $0,53 \text{ } \mu\text{V}$ ),  $8,54 \text{ dB}$  (Mittelwert  $8,44 \text{ dB}$ ) und  $2,31 \text{ dB}$  (Mittelwert  $2,52 \text{ dB}$ ).

Dass die Mittelwerte über alle Probanden keine Rückschlüsse auf die Ergebnisse einzelner Probanden zulassen, ist bereits daran zu erkennen, dass z. B. Rot-Grün, welches das schlechteste SFDR bei beiden Stimulationsfrequenzen hat, bei einer Person das höchste SFDR erzielt hat. Um daher einen Eindruck von den individuellen Resultaten zu bekommen, werden die Ergebnisse aller drei Parameter anhand von zwei Probanden exemplarisch diskutiert. Die nominellen Ergebnisse sind in Tabelle 4.1 aufgeführt sowie graphisch in den Abbildungen 4.6 bis 4.11 dargestellt.

Die Amplitudenhöhe wird als erstes ausgewertet. Dabei ist in den Abbildungen 4.6 und 4.7 die jeweilige Amplitude bei unterschiedlicher Farbkombination und für beide Anregungsfrequenzen für die Probanden 24



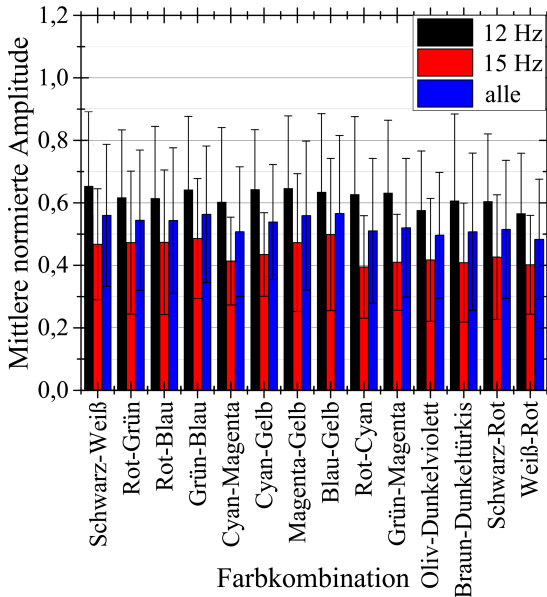


Abbildung 4.5: Mittelwerte der auf die Maximalamplitude des Probanden normierten Amplituden bei den untersuchten Farben gemittelt über alle Probanden sowie die jeweiligen Standardabweichungen für die jeweiligen Farbkombinationen. Die Auswertung erfolgte getrennt nach Stimulation mit 12 und 15 Hz, sowie dem Mittelwert der beiden.

und 25 aufgetragen. In den ersten beiden Spalten der Tabelle sind die maximal und minimal erreichten Amplituden sowie der Mittelwert über alle Amplituden des jeweiligen Probanden eingetragen. Die beiden Farbkombinationen Schwarz-Weiß, welche häufig für Messungen genutzt wird, und Blau-Gelb, welche in der Betrachtung über alle Probanden mit leichtem Vorsprung abgeschnitten hat, sind ebenfalls bestimmt worden. Zum einen ist ein Unterschied zwischen den Frequenzen erkennbar, die Amplitude bei 12 Hz ist in fast allen Messungen größer, was durch das zusätzliche Signal im  $\alpha$ -Band zu begründen ist. Bei Proband 24 sind die Amplituden bei mehreren Farben vergleichbar hoch, während es bei Proband 25 deutlichere Unterschiede gibt, so dass beispielsweise bei 12 Hz und Blau-Gelb dabei mehr als doppelt so groß ist wie bei 12 Hz und Rot-Grün. Die Mittelwerte wurden über die Ergebnisse des jeweiligen Probanden über alle Farbkombinationen bei der betrachteten Stimulationsfrequenz berechnet und sind in den Diagrammen mit rot für 15 Hz und schwarz für 12 Hz eingezeichnet. Bei beiden Probanden eignet sich Schwarz-Weiß nicht dafür, die höchsten Amplituden zu erreichen.

Tabelle 4.1: Ergebnisse am Beispiel der Probanden 24 und 25. Es sind jeweils die Maximal- und Minimalwerte, die Werte für die häufig in Messungen verwendete Farbkombination Schwarz-Weiß (SW) und die in den vorigen Betrachtungen leicht vorne liegende Farbkombination Blau-Gelb (BG) der Amplitude, SNR und SFDR aufgeführt. Zum Vergleich ist der Mittelwert für den jeweiligen Parameter und den entsprechenden Probanden angegeben. Alle Ergebnisse sind nach 12 und 15 Hz getrennt.

Werte	Amplitude		SNR		SFDR	
	Pr.24	Pr.25	Pr.24	Pr.25	Pr.24	Pr.25
Max.(12 Hz)	3,8 $\mu$ V	4,1 $\mu$ V	17,7 dB	12,0 dB	11,9 dB	5,2 dB
Max.(15 Hz)	3,0 $\mu$ V	2,9 $\mu$ V	18,8 dB	15,3 dB	11,1 dB	8,9 dB
Min.(12 Hz)	2,4 $\mu$ V	1,6 $\mu$ V	9,5 dB	4,4 dB	3,2 dB	0 dB
Min.(15 Hz)	1,5 $\mu$ V	1,4 $\mu$ V	12,0 dB	8,5 dB	6,0 dB	2,4 dB
Mittel(12 Hz)	3,0 $\mu$ V	2,5 $\mu$ V	13,8 dB	8,7 dB	7,6 dB	2,5 dB
Mittel(15 Hz)	2,3 $\mu$ V	2,2 $\mu$ V	15,5 dB	12,3 dB	9,2 dB	6,1 dB
SW (12 Hz)	3,1 $\mu$ V	2,6 $\mu$ V	13,1 dB	9,2 dB	6,3 dB	2,5 dB
SW (15 Hz)	1,8 $\mu$ V	2,1 $\mu$ V	13,4 dB	12,4 dB	6,5 dB	4,7 dB
GB (12 Hz)	2,7 $\mu$ V	4,1 $\mu$ V	11,8 dB	12,0 dB	5,7 dB	5,2 dB
GB (15 Hz)	3,0 $\mu$ V	2,9 $\mu$ V	16,2 dB	14,8 dB	9,4 dB	8,5 dB

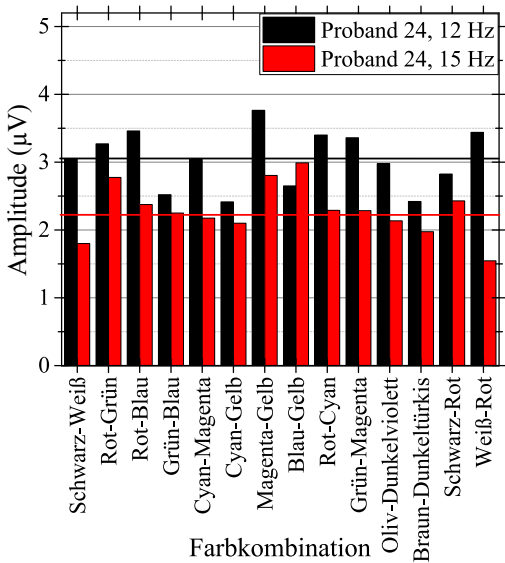


Abbildung 4.6: Beispiel: Amplitude für unterschiedliche Farbkombinationen bei 12 und 15 Hz für Proband 24. Die durchschnittliche Amplitude über alle Farbkombinationen für diesen Probanden ist mit schwarz für 12 Hz und rot für 15 Hz eingezeichnet.

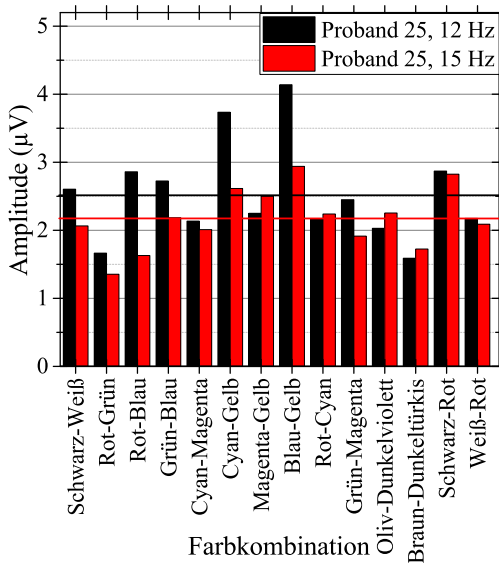


Abbildung 4.7: Zweites Beispiel: Amplitude für unterschiedliche Farbkombinationen bei 12 und 15 Hz für Proband 25. Die durchschnittliche Amplitude über alle Farbkombinationen für diesen Probanden ist mit schwarz für 12 Hz und rot für 15 Hz eingezeichnet.

Auch für SNR und SFDR wurden als Beispiel die Ergebnisse von Proband 24 und 25 einzeln dargestellt, siehe Abbildung 4.8 bis 4.11 sowie in den weiteren Spalten der Tabelle.

Wie schon bei den Amplituden sind die Unterschiede zwischen den einzelnen Farbkombinationen bei Proband 25 stärker ausgeprägt als bei Proband 24. Bei beiden ist bei fast allen Farbkombinationen das SNR bei 15 Hz größer, was die vorige Vermutung, dass bei 12 Hz viel an anderen Signalen und Rauschen überlagert ist, unterstützt. Magenta-Gelb, welches bei Proband 24 ein gutes Ergebnis erzielt hat, liegt bei Proband 25 unterhalb des Mittelwertes, ebenso Rot-Grün.

Wie auch bei den Amplituden schneidet Schwarz-Weiß bei der SNR-Auswertung bestenfalls mittelmäßig ab. Die Unterschiede sind beim Betrachten der SFDR-Ergebnisse in Abbildung 4.10 und 4.11 noch deutlicher zu erkennen.

Proband 24 erreicht bei allen Farbkombinationen ein SFDR größer als 3, während Proband 25 bei den Farbkombinationen Rot-Grün, Grün-Magenta, Oliv-Dunkelviolet und Braun-Dunkeltürkis für 12 Hz mit 0 dB abscheidet. Auch bei SFDR liegt Schwarz-Weiß bei beiden Probanden unter dem Mittelwert. Somit macht es für beide Probanden Sinn, statt Schwarz-Weiß eine andere Farbkombination zu nutzen, welche zuvor indi-

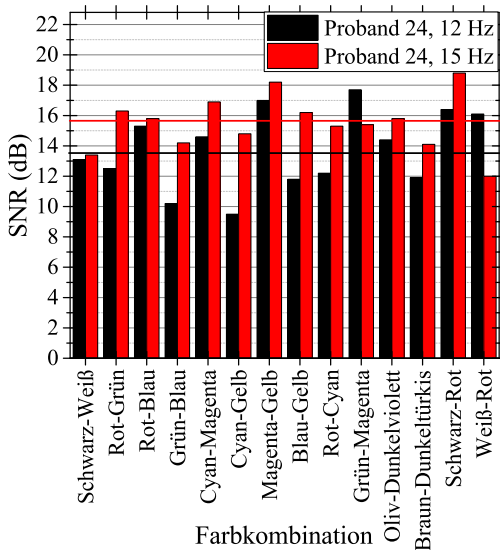


Abbildung 4.8: Beispiel: SNR für unterschiedliche Farbkombinationen bei 12 und 15 Hz für Proband 24. Das durchschnittliche SNR über alle Farbkombinationen für diesen Probanden ist mit schwarz für 12 Hz und rot für 15 Hz eingezeichnet.

viduell auf sie abgestimmt wurde.

Eine für alle Probanden gültige Aussage ist somit nicht zu machen, es ist lediglich festzuhalten, dass die Farbkombination ein individueller Parameter ist, dessen Überprüfen vor einer BCI-Anwendung sinnvoll ist. Die oft verwendete Farbkombination Schwarz-Weiß hat keinen Vorteil gegenüber den anderen getesteten Farbkombinationen. Am schlechtesten hat Weiß-Rot abgeschnitten, was aber aufgrund der starken Streuung nicht zwangsläufig bedeutet, dass dies für jeden Menschen gilt. Des Weiteren wurden die Probanden nachträglich befragt, welche Farbkombination sie als angenehm oder anstrengend empfunden haben. Auch hier ist kein Zusammenhang mit dem Ergebnis zu beobachten, weder die als besonders angenehm oder unangenehm empfundenen Farbkombinationen haben generell das beste Ergebnis erzielt. Die Mehrzahl der Probanden empfand die konventionell genutzte Farbkombination Schwarz-Weiß als ermüdend, was den Ansatz, eine individuell gute Farbkombination zu bestimmen und für weitere Untersuchungen oder BCI-Anwendungen zu nutzen, unterstützt.

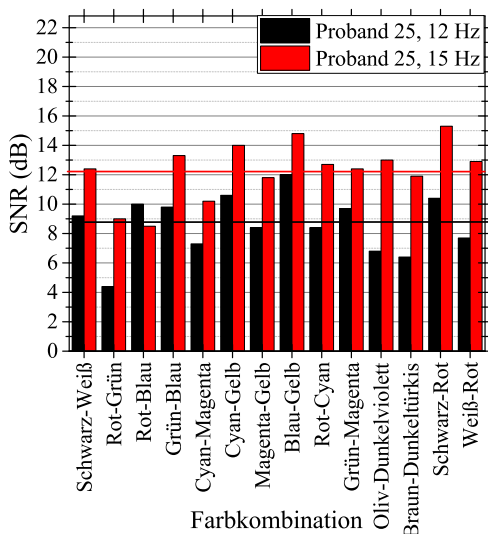


Abbildung 4.9: Beispiel: SNR für alle Farbkombinationen bei 12 und 15 Hz für Proband 25. Sein durchschnittliche SNR über alle Farbkombinationen ist mit schwarz für 12 Hz und rot für 15 Hz eingezeichnet.

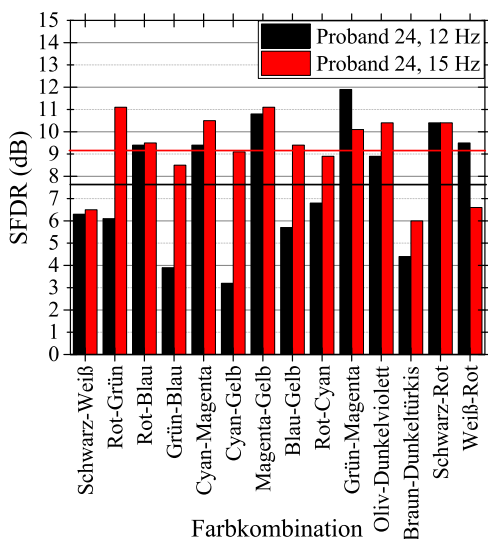


Abbildung 4.10: SFDR für alle Farbkombinationen bei 12 und 15 Hz für Proband 24. Das durchschnittliche SFDR des Probanden ist eingezeichnet.

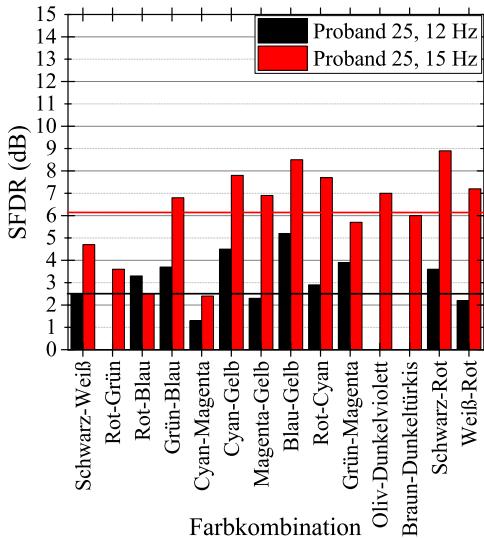


Abbildung 4.11: SFDR für alle Farbkombinationen bei 12 und 15 Hz für Proband 25. Das durchschnittliche SFDR des Probanden ist eingezeichnet.

#### 4.1.2 EEG-Messung mit hohen Stimulationsfrequenzen

In dieser Arbeit wurde erst eine Pilotstudie mit einer SSVEP-erfahrenen Person mit Stimulationsfrequenzen von 6 Hz bis 100 Hz durchgeführt und anschließend zwei Frequenzbereiche von 10 Hz bis 19 Hz und von 24 Hz bis 37 Hz mit 30 ungeübten Probanden untersucht. Die Ergebnisse werden im Folgenden erläutert.

##### Pilotstudie

Um die Idee, hohe Frequenzen zur Stimulation für SSVEP-Messungen oder BCI-Anwendungen zu nutzen und somit den durch  $\alpha$ -Wellen gestörten Bereich zu umgehen, auf Erfolgchancen zu prüfen, wurde zu Beginn eine Pilotstudie durchgeführt. An einer SSVEP-geübten Person, welche einen guten Response aufweist, wurden SSVEP-Messungen mit Frequenzen von 6 bis 100 Hz in 1 Hz-Schritten und unterschiedlichen Farbkombinationen durchgeführt. Da die quantitativen Ergebnisse in die Studie mit mehreren Teilnehmern aufgenommen wurden, werden an dieser Stelle lediglich die qualitativen Ergebnisse sowie Erkenntnisse, welche für die Festlegung der Randbedingungen weiterer Untersuchungen genutzt wurden, diskutiert. Bei einer manuellen Auswertung konnten im EEG-Spektrum bis ca. 40 Hz noch Ausschläge bei der Stimulationsfrequenz erkannt werden, bei höheren Frequenzen war kein Response zu beobachten. Ein Flackern des Musters konnte von dem Probanden hingegen bis ca. 70 Hz wahrgenom-

men werden. Dies liegt in dem Bereich, der in Computerforen in Bezug auf die Bildwiederholrate häufig als Wahrnehmungsgrenze bei empfindlichen Personen diskutiert wird. Der Response, welcher anhand von SNR und SFDR bewertet wurde, war bei Frequenzen zwischen 25 und 38 Hz bei diesem Probanden reproduzierbar besser als bei den oft genutzten Frequenzen unter 20 Hz. Dies liegt wahrscheinlich an dem deutlich geringeren Rauschen in diesem Bereich. Die Höhe der Signal-Amplitude ohne Rauschanteil wurde nicht bewertet.

Da bereits ab 37 Hz der Response stark abgenommen hat, wurde dies als Grenze für folgende Untersuchungen mit mehreren Probanden genommen. Dies berücksichtigt ebenfalls die in Kapitel 2 erwähnte Flimmerfusionsfrequenz. Ein SSVEP-Response war für unterschiedliche Farb-Kombinationen nachweisbar, so dass alle gewählten Farben auch bei den im Folgenden als „hohe“ Frequenzen bezeichneten Frequenzen einsetzbar sind.

Zusätzlich wurde eine Abweichung der eingestellten Frequenzen von den Peaks im SSVEP-Spektrum beobachtet. Diese Abweichung war reproduzierbar, farbunabhängig und wurde auf die technischen Grundlagen der Stimulationserzeugung zurückgeführt. Dies wird im nächsten Kapitel 4.2 ausführlich diskutiert und auf den nächsten Seiten vorerst ignoriert.

In der Pilotstudie wurde ebenfalls der BCI-Speller, welcher in [7] aufgebaut wurde, mit hohen Frequenzen getestet. Es konnten regelmäßig Erkennungsraten von 100% erreicht werden, im schlechtesten Fall lag die Erkennungsrate bei 79%; der Mittelwert liegt bei 95%. Diese Raten sind für den Probanden deutlich besser als die bei den standardmäßig eingestellten Frequenzen von 10 bis 15,5 Hz, bei welchen bestenfalls Zufallstreffer gelandet werden konnten.

In Abbildung 4.12 und Abbildung 4.13 sind zwei BCI-Entscheidungen bei hohen und bei niedrigen Frequenzen abgebildet. Es ist klar ersichtlich, warum bei den niedrigen Frequenzen keine guten Erkennungsraten erzielt werden konnten: Die Aktivität im  $\alpha$ -Band sowie das Rauschen sind zu stark ausgeprägt, als dass ein SSVEP-Response klar detektiert werden könnte. Bei der Verwendung hoher Frequenzen hingegen hebt sich das SSVEP-Signal klar gegenüber dem Rauschen ab.

Für die abgebildeten BCI-Messungen wurden die beiden besten Kanäle ausgewählt und ausgewertet. Als Messdauer („evaluation time“) wurden 12 Sekunden gewählt, als Auswertalgorithmus wurde bei den niedrigen Frequenzen das SNR bevorzugt, während bei den hohen Frequenzen beide Algorithmen zu den gewünschten Ergebnissen führten.

Da die Erkennungsrate mit hohen Frequenzen deutlich besser ausfällt, wurde einmalig der Versuch unternommen, die evaluation time zu reduzieren. Auf diese Weise könnte die Anzahl an Entscheidungen pro Zeit erhöht und das Schreiben mit der Spelling-machine beschleunigt werden. Bei Halbierung der Evaluationszeit auf 6 s wurden zwei Drittel der Entscheidungen richtig getroffen, wobei es eine Frequenz gab, die kein einziges Mal richtig erkannt wurde. Eine Verringerung der Zeit ist somit möglich, allerdings sinkt die Erkennungsrate. Daher müsste in Zukunft getestet werden, ob bestimmte Frequenzen bei kürzerer Messdauer nicht für die BCI-Anwendungen geeignet sind, z. B. aufgrund der Abweichung zwischen

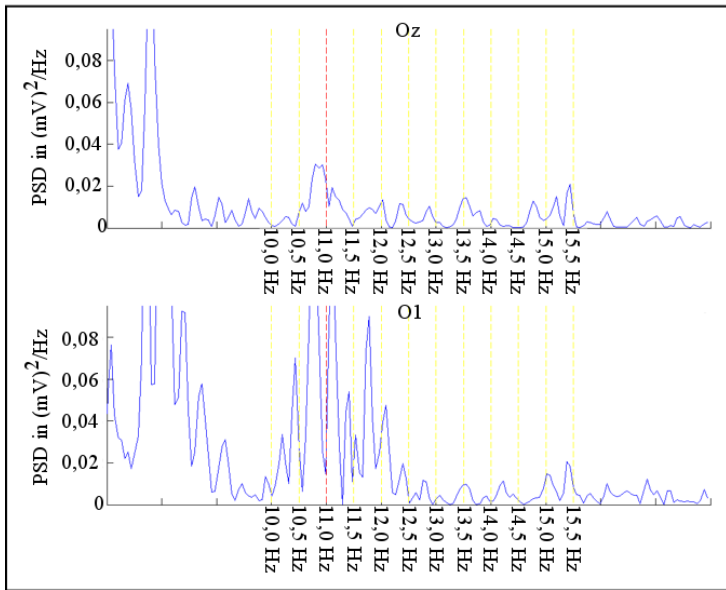


Abbildung 4.12: Beispielhaftes Messergebnis einer BCI-Messung mit niedrigen Frequenzen. Die Stimulationsfrequenzen sind durch gelbe Linien angezeigt, die von der Auswertesoftware als „gewählte Frequenz“ bestimmte ist mit rot markiert. Das Signal ist durch das Rauschen nicht zu erkennen.

eingestellter und real dargestellter Frequenz oder aufgrund der geringeren Frequenzauflösung bei geringerer Messdauer. Zusätzlich muss ein Kompromiss zwischen schlechterer Erkennungsrate und kürzerer Messdauer getroffen werden. Bei einer falschen Entscheidung muss das ungewünschte Zeichen mit einem Korrekturbefehl gelöscht und anschließend das korrekte Zeichen eingegeben werden. Damit erhöht sich die Zeit für die korrekte Eingabe für dieses eine Zeichen auf das Dreifache, sofern der Korrekturbefehl und die zweite Eingabe des Zeichens nicht ebenfalls falsch interpretiert werden. Dies kann in weitergehenden Untersuchungen analysiert und ein Optimum gefunden werden.



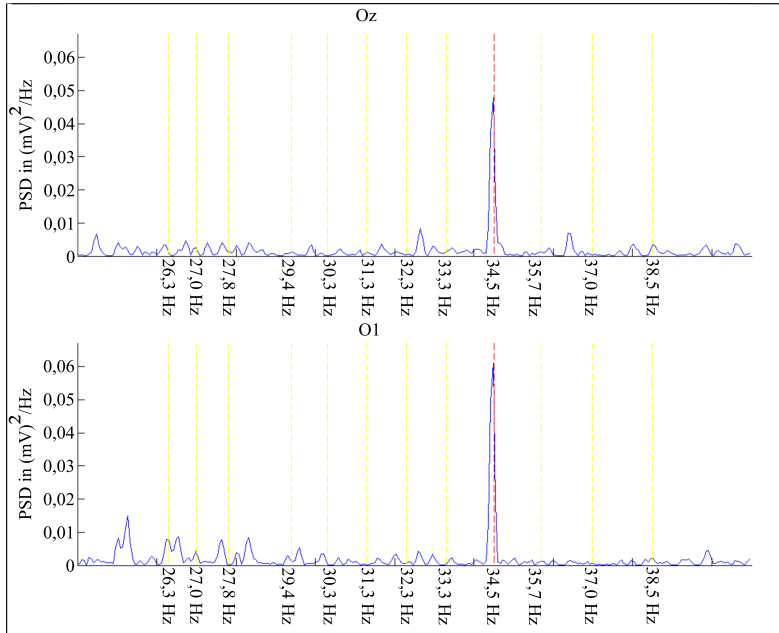


Abbildung 4.13: Beispielhaftes Messergebnis einer BCI-Messung mit hohen Frequenzen. Das Signal hebt sich gut gegenüber dem Rauschen ab.

### Erweiterte Studie

Um die gefundenen Ergebnisse zu verifizieren, wurden Messungen mit insgesamt 30 Teilnehmern durchgeführt. Da bekannt war, dass die Flimmerfusionsfrequenz ab 40 Hz liegen kann und dass oberhalb dieser keine SSVEP-Signale mehr erzeugt werden können, wurde der Frequenzbereich eingeschränkt. Für einzelne Probanden kann die persönliche Flimmerfusionsfrequenz höher liegen, jedoch wurde der Bereich so gewählt, dass angenommen werden kann, dass ein SSVEP-Response physisch bei allen Probanden möglich ist. Zusätzlich wurde auf die Frequenzen zwischen 20 und 23 Hz verzichtet, da in der Pilotstudie in diesem Bereich kein brauchbares Signal detektiert werden konnte.

Die 30 Probanden hatten ein Alter von 22 bis 55 Jahren, mit einem Durchschnitt von  $28,8 \text{ Jahren} \pm 6,8 \text{ Jahre}$ . Zwölf Probanden waren weiblich.

Zu Beginn wurden bei allen Probanden die individuell beste Farbkombination bestimmt, siehe voriges Unterkapitel. Anschließend wurden zwei Messreihen pro Person durchgeführt, wobei im ersten Durchlauf die im Folgenden als „niedrig“ bezeichneten Frequenzen von 10 bis 19 Hz als Stimulation genutzt wurden, beim zweiten höhere Frequenzen von 24 bis

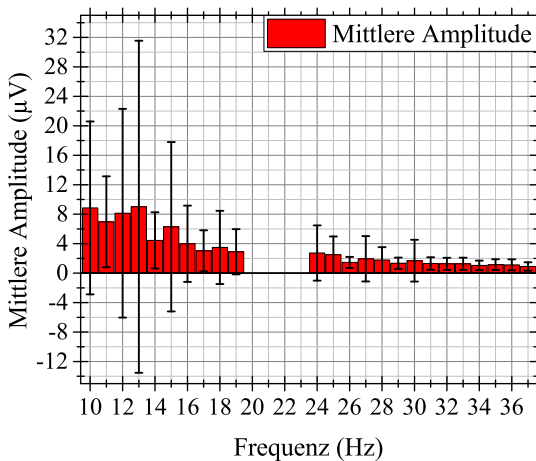


Abbildung 4.14: Mittlere Amplitude der SSVEP-Frequenzen über alle Probanden mit der jeweils zugehörigen Standardabweichung.

37 Hz, welche im Weiteren „hohe“ Frequenzen genannt werden. Zwischen den beiden Durchläufen wurde den Probanden ein paar Minuten Pause gegönnt, in der sie ihre Muskeln und Augen entspannen konnten. Die Auswertung wurde im Anschluss offline vorgenommen. Als Ergebnis wurden das berechnete SNR und SFDR genutzt, wobei die fünf Elektroden O1, O2, Oz, PO7 und PO8 ausgewertet und der Mittelwert der besten zwei als Ergebnis genommen wurde. So konnten einzelne Elektroden, die ein geringes oder gestörtes Signal lieferten, von der Auswertung ausgeschlossen werden. Zusätzlich wurde die Amplitude bei der jeweiligen Stimulationsfrequenz bestimmt, um einen Eindruck über die Signalthöhe in den unterschiedlichen Frequenzbereichen zu bekommen. Dieser Wert dient jedoch nur als grobe Abschätzung, da es nicht möglich ist, den Anteil des Rauschens und der Störungen an der Amplitude zu bestimmen.

Als Erstes soll die Amplitude betrachtet werden. In Abb. 4.14 ist der Mittelwert über alle Probanden sowie die zugehörige Standardabweichung bei der jeweiligen Frequenz aufgetragen. Es ist gut zu sehen, dass die Amplitudenhöhe im Mittel zu höheren Frequenzen abnimmt. Die Streuung ist insgesamt sehr stark, was durch die großen individuellen Unterschiede in der Signalstärke zu erklären ist. Jedoch nimmt auch die Standardabweichung zu höheren Frequenzen ab, was darauf schließen lässt, dass die Amplitude bei den meisten Probanden zu höheren Frequenzen abnimmt und langsam gegen null strebt.

Da es starke Unterschiede zwischen den einzelnen Probanden gab, ist der Amplitudenverlauf zweier Probanden in Abbildung 4.15 als Beispiel dargestellt. Bei Proband 20 ist gut die Abnahme der Amplituden zu ho-

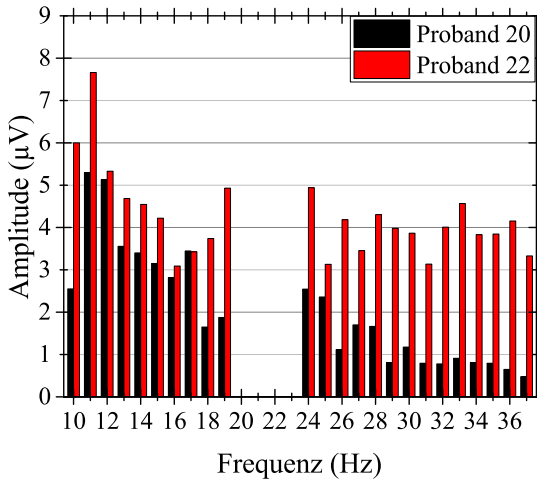


Abbildung 4.15: Amplituden der Probanden 20 (schwarz) und 22 (rot) bei den untersuchten Frequenzen.

hen Frequenzen zu beobachten, wobei dieser Verlauf nicht monoton ist. So ist z. B. die Amplitude bei 30 Hz höher als bei 28 Hz. Die Höhe der Amplituden bei Proband 22 hingegen ist in beiden Bereichen vergleichbar, sie nimmt weniger stark zu hohen Frequenzen ab. Die in den Grundlagen beschriebene individuelle Flimmerfusionsfrequenz, welche beschreibt, welche maximale Frequenz unsere Augen wahrnehmen können, liegt bei ihm über dem in dieser Arbeit gestesteten Bereich. Bei 11 bis 13 Hz haben beiden ihre höchsten Amplituden, was durch das zusätzliche EEG-Signal im  $\alpha$ -Band begründet werden kann.

Im nächsten Schritt werden die SNR- und SFDR-Werte der einzelnen Frequenzen und Probanden miteinander verglichen. In Tabelle 4.2 sind die verwendeten Frequenzen aufgelistet sowie die Anzahl der Probanden, die ihr bestes SFDR bei der jeweiligen Frequenz erreicht haben. Dabei haben bei den niedrigen Frequenzen nur 29 Teilnehmer erfolgreich an der Messung teilgenommen, während bei den hohen Frequenzen alle 30 Probanden verwertbare Ergebnisse geliefert haben. In Abbildung 4.16 sind die durchschnittlichen SFDR- und SNR-Werte sowie ihre Standardabweichungen zusätzlich graphisch dargestellt.

Die Auswertung in der Tabelle erfolgt sowohl nach weiblichen und männlichen Probanden als auch im Allgemeinen, während in der Graphik diese Unterschiede nicht berücksichtigt wurden.

Im Vergleich zu den vorher betrachteten Amplituden fällt auf, dass es keinen Abfall der mittleren SNR- und SFDR-Werte zu hohen Frequenzen gibt. Dies lässt darauf schließen, dass die Vermutung, dass Störungen z. B. durch  $\alpha$ -Wellen im Bereich der niedrigen Frequenzen zu der Höhe der Amplituden beigetragen haben. Des Weiteren ist beim Betrachten

Tabelle 4.2: Durchschnittliches SNR und SFDR für die einzelnen Stimulationsfrequenzen. In der zweiten Spalte ist dabei die Anzahl der Probanden, welche ihr bestes Ergebnis bei der jeweiligen Frequenz erzielt haben, sowohl nach SFDR und SNR angegeben. Dabei wurde die Anzahl der weiblichen Probanden in Klammern vermerkt.

$f_{Stim}$	Bestes SNR/SFDR (w)	$\overline{SNR}$	$\overline{SFDR}$
10 Hz	1(0)/1(0)	8,5 dB $\pm$ 2,3 dB	2,6 dB $\pm$ 2,4 dB
11 Hz	1(0)/1(0)	9,6 dB $\pm$ 4,2 dB	3,9 dB $\pm$ 3,6 dB
12 Hz	1(0)/1(0)	9,2 dB $\pm$ 4,4 dB	3,3 dB $\pm$ 3,3 dB
13 Hz	1(0)/2(0)	9,0 dB $\pm$ 4,4 dB	3,5 dB $\pm$ 3,6 dB
14 Hz	2(1)/3(1)	10,6 dB $\pm$ 3,9 dB	4,5 dB $\pm$ 3,8 dB
15 Hz	2(1)/3(1)	10,1 dB $\pm$ 3,6 dB	4,2 dB $\pm$ 3,5 dB
16 Hz	4(2)/1(1)	9,6 dB $\pm$ 4,1 dB	3,8 dB $\pm$ 3,5 dB
17 Hz	2(0)/1(0)	9,6 dB $\pm$ 3,7 dB	3,7 dB $\pm$ 3,1 dB
18 Hz	0(0)/1(0)	9,6 dB $\pm$ 3,6 dB	3,6 dB $\pm$ 3,1 dB
19 Hz	1(0)/2(0)	8,8 dB $\pm$ 3,3 dB	2,9 dB $\pm$ 3,2 dB
24 Hz	2(1)/1(1)	8,7 dB $\pm$ 3,5 dB	2,5 dB $\pm$ 3,1 dB
25 Hz	0(0)/1(0)	9,2 dB $\pm$ 3,3 dB	3,2 dB $\pm$ 3,0 dB
26 Hz	0(0)/0(0)	7,9 dB $\pm$ 3,1 dB	2,6 dB $\pm$ 3,1 dB
27 Hz	0(0)/1(0)	7,8 dB $\pm$ 2,9 dB	2,3 dB $\pm$ 2,4 dB
28 Hz	0(0)/1(0)	8,0 dB $\pm$ 3,5 dB	2,6 dB $\pm$ 3,0 dB
29 Hz	2(1)/1(0)	8,8 dB $\pm$ 3,8 dB	3,4 dB $\pm$ 3,7 dB
30 Hz	0(0)/0(0)	8,2 dB $\pm$ 3,0 dB	3,0 dB $\pm$ 3,1 dB
31 Hz	1(1)/0(0)	8,1 dB $\pm$ 3,8 dB	3,3 dB $\pm$ 3,7 dB
32 Hz	4(1)/2(1)	8,7 dB $\pm$ 4,3 dB	4,0 dB $\pm$ 3,8 dB
33 Hz	3(1)/7(6)	9,4 dB $\pm$ 4,4 dB	4,7 dB $\pm$ 4,5 dB
34 Hz	0(0)/1(0)	8,7 dB $\pm$ 3,6 dB	3,6 dB $\pm$ 3,9 dB
35 Hz	3(1)/1(0)	9,1 dB $\pm$ 4,5 dB	4,3 dB $\pm$ 3,9 dB
36 Hz	3(2)/2(0)	9,1 dB $\pm$ 4,2 dB	3,9 dB $\pm$ 3,8 dB
37 Hz	0(0)/0(0)	7,7 dB $\pm$ 3,7 dB	2,8 dB $\pm$ 3,0 dB

der durchschnittlichen SNR- und SFDR-Werte erkennbar, dass bei manchen Frequenzen beide Werte gering sind. Insbesondere bei 10 Hz ist dies mit einer verhältnismäßig geringen Standardabweichung verbunden, was bedeutet, dass viele Probanden bei dieser Frequenz einen geringeren Response hatten und es nur schwache Ausreißer gab. Bei den besten SNR- und SFDR-Werten hingegen gibt es Abweichungen: das beste SNR wurde bei 14 und 15 Hz beobachtet, während das beste SFDR bei 33 Hz lag. Dies kann damit zusammenhängen, dass die Amplitude von SSVEP-Signalen zu höheren Frequenzen abnimmt, während das Rauschen ab ca. 27 Hz durch das weiße Rauschen dominiert wird und daher nahezu konstant bleibt. Somit nimmt das Verhältnis von Signal zum gemittelten Rauschen ab. Das SFDR betrachtet hingegen die Signalamplitude zur größten Störung, von denen bei hohen Frequenzen weniger auftreten. Bei 26 und

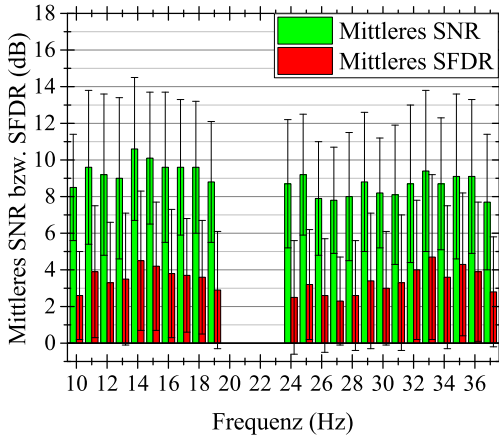


Abbildung 4.16: Mittelwerte von SNR und SFDR über alle Probanden sowie die zugehörigen Standardabweichungen.

27 Hz, oberhalb derer sichtbar das weiße Rauschen dominiert, sind ebenfalls schlechtere SNR- und SFDR-Werte zu beobachten.

Auch hier wurden, um individuelle Unterschiede zu diskutieren, für die Probanden 20 und 22 exemplarisch die SNR-Werte graphisch dargestellt, siehe Abbildung 4.17. Es ist gut zu sehen, dass für Proband 20 das SNR zu hohen Frequenzen abnimmt. Bei Proband 22 verhält es sich umgekehrt: sein SNR wird größer zu hohen Frequenzen und liegt teils deutlich über denen im unteren Frequenzbereich.

Die SFDR-Werte, welche als Einschätzung genutzt wurden, ob eine Frequenz im BCI gute Erkennungsraten erzielen würde, zeigen noch stärkere Unterschiede, siehe Abbildung 4.18. Wie beim SNR ist erkennbar, dass Proband 20 bei niedrigen Frequenzen ein besseres Ergebnis erzielt. Bei hohen Frequenzen hingegen gibt es mehrere Frequenzen, deren Signalamplitude kleiner ist als vereinzelte Peaks in der Umgebung. Selbst die hohen Frequenzen mit den besten SFDR-Werten (24 und 27 Hz mit ca. 3 dB) liegen noch deutlich unter der niedrigen Frequenz mit dem schlechtesten Response (18 Hz mit ca. 5,5 dB).

Proband 22 zeigt das gegenteilige Bild: seine besten SFDR-Werte werden bei 32 Hz und höher erreicht. Diese Frequenzen sollten bei einer BCI-Anwendung bevorzugt werden. Bei Anwendungen, die mehr unterschiedliche Frequenzen benötigen, wie z. B. einer Spelling machine mit zwölf unterschiedlichen Wahlmöglichkeiten, können jedoch auch einzelne niedrige Frequenzen zusätzlich genutzt werden.

Bei beiden Probanden gibt es keinen monotonen Verlauf, so dass durch die bekannten Resultate keinesfalls sicher auf die Eignung höherer Frequenzen oder solcher, die sich zwischen den getesteten befinden, geschlossen

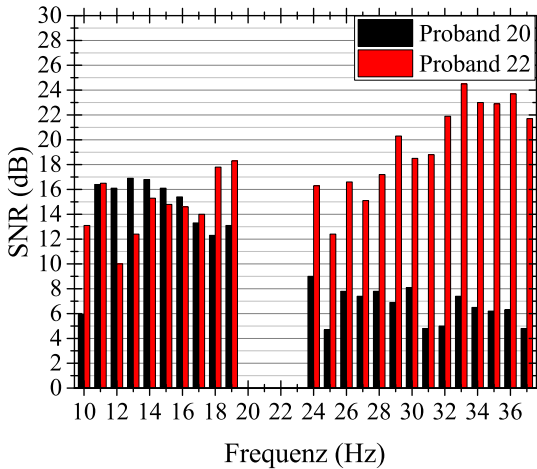


Abbildung 4.17: SNR-Ergebnisse der Probanden 20 (schwarz) und 22 (rot) bei den untersuchten Frequenzen.

werden kann.

Auch bei den anderen 28 Probanden gibt es große interindividuelle Unterschiede. Beim Vergleich der Geschlechter ist deutlich, dass die Variation bei den männlichen Teilnehmern über den Frequenzbereich stärker ist als bei den weiblichen. Acht der Teilnehmerinnen hatten sowohl ihr bestes SNR als auch ihr bestes SFDR im Bereich der hohen Frequenzen. Insbesondere bei 33 Hz hatten mit sechs Probandinnen und einem Probanden die meisten ihr bestes SFDR. Bei den Probanden hingegen haben mit 12 bzw. 14 zu 10 Personen mehr ihr bestes SNR bzw. SFDR im niedrigen Frequenzbereich. Da manche Probanden bei zwei Frequenzen dasselbe beste SNR bzw. SFDR hatten, ergibt die Summe über die zweite Spalte nicht 30, sondern ist größer. Des Weiteren gibt es drei weibliche Probanden, die bei allen Frequenzen ein SFDR größer eins erreicht haben und somit alle Frequenzen für eine BCI-Anwendung nutzen könnten.

Wenn für die einzelnen Probanden das durchschnittliche SNR oder SFDR über die beiden Frequenzbereiche getrennt ermittelt wird, so haben dreizehn Probanden ein besseres mittleres SNR bei den niedrigen Frequenzen, 16 bei den hohen. Im Vergleich dazu haben 15 Probanden ein besseres mittleres SFDR bei hohen Frequenzen zu 14 bei niedrigen.

In Abbildung 4.19 ist die Anzahl der Probanden mit ihrem besten SFDR sowie die Anzahl der Probanden mit einem SFDR kleiner als eins aufgetragen. Da ein SFDR kleiner eins bedeutet, dass es mindestens eine Störung in der direkten Nachbarschaft gibt, die größer als das Signal ist, wurde dies als Entscheidungsschwelle gewertet, ob eine Frequenz bei einem Probanden potentiell für BCI-Messungen nutzbar wäre. Es ist klar

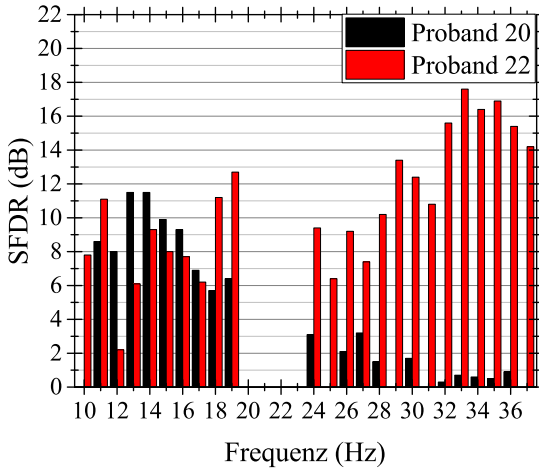


Abbildung 4.18: Vergleich der SFDR-Ergebnisse der Probanden 20 (schwarz) und 22 (rot) bei den untersuchten Frequenzen.

zu sehen, dass es keine Frequenz gibt, die bei allen Versuchsteilnehmern dieses Kriterium erfüllt. Zusätzlich wird unterstrichen, dass sich sowohl die niedrigen als auch die hohen Frequenzen zur Stimulation bei SSVEP-Messungen eignen, es gibt keine einzige Frequenz, bei der nicht mindestens die Hälfte der Probanden mit einem SFDR größer eins abgeschnitten haben.

Damit kann als wichtigstes Ergebnis zusammen gefasst werden, dass die Verwendung von Stimulationsfrequenzen zwischen 24 und 37 Hz generell durchaus sinnvoll, jedoch auch stark von der jeweiligen Person abhängig ist. Je nach Probanden können die hohen Frequenzen bessere SNR erzielen oder sogar bei Personen, die bei den klassisch verwendeten Frequenzen kaum verwertbare Messsignale aufweisen und daher als BCI-Legastheniker gelten, eine BCI-Anwendung ermöglichen. Umgekehrt gibt es jedoch auch Personen, welche bei höheren Frequenzen einen schlechteren Response zeigen. Daher sollten die hohen Frequenzen die niedrigen nicht ersetzen, sondern ergänzen. Für eine BCI-Anwendung sollte zu Beginn das für den jeweiligen Nutzer beste Set an Frequenzen bestimmt werden, um gute Erkennungsraten zu erzielen.

Neben den quantitativen Ergebnissen wurde von mehreren Probanden angegeben, dass die hohen Frequenzen als angenehmer empfunden wurden und sie weniger stark ermüden würden, was sich mit Angaben in der Literatur [58, 59] deckt. Zusätzlich wird in den beiden genannten Veröffentlichungen angegeben, dass Stimulationsfrequenzen oberhalb von 20 Hz ein geringeres Risiko für photosensible Menschen bergen, was ebenfalls für einen Einsatz hoher Frequenzen für SSVEP-Messungen und SSVEP-

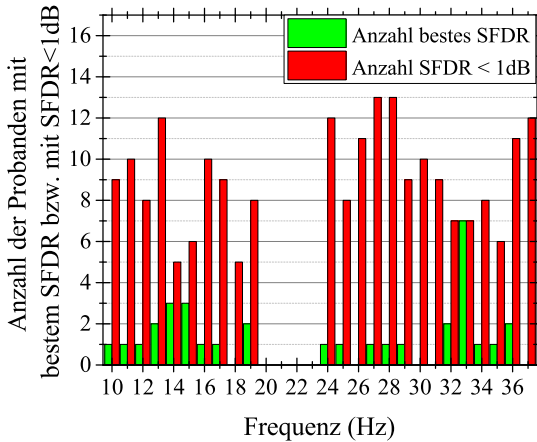


Abbildung 4.19: Anzahl der Probanden, die bei der jeweiligen Frequenz ihr bestes SFDR erzielt haben (grün) und der Probanden, welche ein SFDR kleiner 1 hatten.

basierte BCI-Anwendungen spricht.

Eine weitere Beobachtung wird in den folgenden Abschnitten untersucht: die Abweichung zwischen der eingestellten Stimulationsfrequenz von den Frequenzen, bei denen letztlich die SSVEP-Antworten beobachtet wurden.

## 4.2 Messung der real angezeigten Stimulationsfrequenzen

Nachdem im vorigen Unterkapitel bereits beobachtet wurde, dass die im EEG gezeigten Signal-Peaks nicht bei den erwarteten Frequenzen liegen, soll im nächsten Schritt die Ursache hierfür untersucht werden.

Generell können sowohl die Stimulationserzeugung, als auch die Datenaufnahme und Signalverarbeitung einen Einfluss auf diese Abweichung haben. Die einzelnen Komponenten werden im Folgenden systematisch und, so weit möglich, getrennt voneinander untersucht. Aufgeführt sind lediglich die Ergebnisse, die zum Erkenntnisgewinn beigetragen haben. Neben diesen wurden weitere potentielle Einflussfaktoren wie unter anderem der CPU-Takt, die Wahl der CPU, eine höhere Priorisierung im Betriebssystem und die aktuelle Framerate der Graphikkarte analysiert, welche jedoch keinen bemerkenswerten Einfluss auf die dargestellten gemessenen Frequenzen hatten.



Um zwischen den diversen Frequenzen unterscheiden zu können, werden an dieser Stelle die in Kapitel 3.3 eingeführten Bezeichnungen in Erinnerung gerufen: Die Dauer, welche das Muster real benötigt, um wieder seine Ausgangsfarbe zu erreichen und welche mit Hilfe der Phototransistoren gemessen wurde, wird als Photo-Intervalldauer  $t_{photo}$  und sein Inverses als Musterfrequenz  $f_{photo}$  bezeichnet. Die Stimulationsfrequenz  $f_{stim}$  entspricht der in der Software eingestellten Frequenz; die aus dem gemessenen SSVEP-Signal bestimmte Frequenz wird SSVEP-Frequenz  $f_{SSVEP}$  genannt. Da das Gehirn auf jeden Farbwechsel reagiert, ist diese doppelt so groß wie die Musterfrequenz.

#### 4.2.1 Aufnahmesystem und Auswertung

Das Aufnahme- und Auswertesystem, bestehend aus dem cEEG-Helm und dem Matlab-Programm, könnte Abweichungen erzeugen, wenn beispielsweise die angenommene Abtastrate, mit welcher der Mikrocontroller arbeitet, von der realen abweicht. Um dies auszuschließen, wurden statt eines realen EEGs mit einem Signalgenerator des Typs Peaktech 4025 bekannte Signale auf eine Elektrode des Helms gegeben und wie gewohnt eine Messung von 30 Sekunden aufgenommen. Die Amplitude wurde auf 1 mV gestellt. Zusätzlich wurde die Frequenz des vom Signalgenerator erzeugten Signals mit einem Oszilloskop (LeCroy WaveSurfer 24Xs, 200 MHz, 2,5 GS/s) nachgemessen und dabei festgestellt, dass die am Signalgenerator eingestellte Frequenz besonders bei den niedrigen Frequenzen ein wenig größer war als die vom Signalgenerator ausgegebene. So wurden bei eingestellten 10 Hz 9,98 Hz erzeugt. Diese Abweichung wurde für jede eingestellte Frequenz bestimmt und bei der weiteren Untersuchung berücksichtigt.

Anschließend wurden die Frequenzen von 8 Hz bis 40 Hz angelegt und Messungen durchgeführt. In jedem Fall wurde bei der anschließenden Auswertung festgestellt, dass die Signal-Peaks im EEG-Spektrum an genau den Stellen liegen, die über den Signalgenerator erzeugt und vom Oszilloskop verifiziert wurden. In Abbildung 4.20 ist als Beispiel eine Messung bei Anregung mit 30 Hz auf der O1-Elektrode zu sehen. Das zusätzliche Rauschen ist dadurch begründet, dass auf den anderen Elektroden weder Signal noch Masse angelegt war. Sie hingen frei in der Luft, so dass Störungen einkoppeln und ebenfalls durch die Signalleitungen auf die O1-Elektrode übertragen werden konnten.

Mit diesem Ergebnis kann das Aufnahmesystem sowie die Auswertung in Matlab als Ursache für die beobachteten Frequenzabweichungen ausgeschlossen werden.

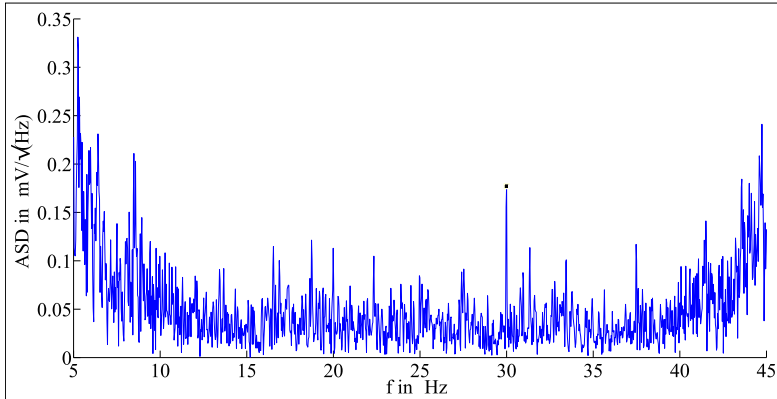


Abbildung 4.20: Beispielhafte Messung: der Signalpeak liegt bei 30,0 Hz, was der vom Signalgenerator erzeugten Frequenz entspricht.

#### 4.2.2 Stimulationserzeugung

Als zweite mögliche Fehlerursache kann die Stimulationserzeugung angenommen werden. Diese besteht aus dem Zusammenspiel des Stimulationsprogramms, inklusive des verwendeten Timers, welcher die eingestellte Frequenz zum Musterwechsel vorgibt, der CPU, von welcher der Timer seinen Takt bezieht, dem Betriebssystem, der Graphikkarte und letztlich dem Monitor.

Als Erstes wurde hierfür mit dem im Kapitel 3.3 beschriebenen Aufbau die real auf dem Monitor angezeigten Musterfrequenzen gemessen. Dafür wurden die beiden Phototransistoren SFH300 (OSRAM) am Bildschirm direkt über den blinkenden Schachbrettkästchen angebracht und die durch die Helligkeit erzeugte Spannung gemessen.

#### LabVIEW vs. Spektrumanalysator

Um sicher zu gehen, dass keine Fehler durch das selbstgeschriebene LabVIEW-Programm entstehen, wurde dieses exemplarisch durch einzelne Messungen mit einem Spektrumanalysator (Agilent 35670A Dynamic Signal Analyzer) validiert. Mit diesem wurde das Messsignal direkt an den Leitungen zwischen den Phototransistoren und der NI-Karte abgegriffen, so dass die Messungen parallel mit LabVIEW durchgeführt werden konnten. Im ermittelten Spektrum wurde jeweils der Peak der höchsten Amplitude bei der Frequenz beobachtet, bei welcher in der LabVIEW-Auswertung die berechnete mittlere Frequenz liegt und welche in keinem Fall mit der im Stimulationsprogramm eingestellten Frequenz übereinstimmt. In Abbildung 4.21 ist als Beispiel eine Messung mit einer Musterfrequenz von 12 Hz gezeigt.

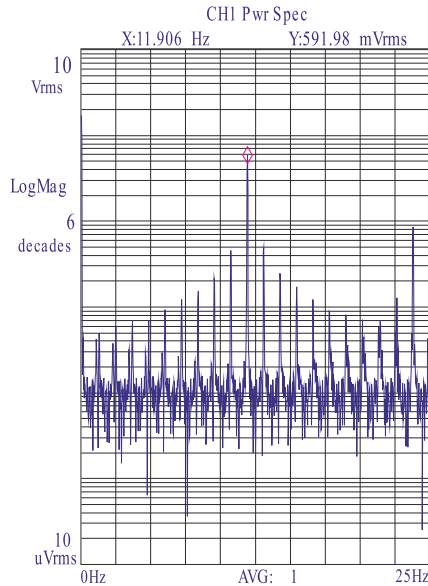


Abbildung 4.21: Beispielhafte Messung mit Spektrumanalysator: Die eingestellte Stimulationsfrequenz war 24 Hz, was einer Wechselfrequenz von 12 Hz entspricht. Der Peak liegt bei 11,906 Hz, was dem Mittelwert der LabVIEW-Messung mit 11,903 Hz nahekommt.

Es gibt nur einen hohen Peak bei 11,906 Hz, welcher eine Amplitude von 591,98 mV<sub>rms</sub> aufweist. Die 11,906 Hz stimmen nahezu mit dem Mittelwert der mit dem LabVIEW-Programm bestimmten Frequenz von 11,903 Hz überein. Die Ergebnisse für andere eingestellte Frequenzen weisen das selbe Verhalten auf. Die zusätzlichen Peaks im Spektrum sind durch die beiden wechselnden Intervallauern sowie das Tastverhältnis des Signals zu erklären. Ein in Matlab generiertes Rechtecksignal mit demselben Zeitverlauf wie das Messsignal, jedoch von Rauschen, überlagerten Signalen und endlich langen Anstiegs- und Abfallszeiten befreit, weist das in Abbildung 4.22 gezeigte Spektrum auf.

Zusätzlich zu der Auswertung im Frequenzspektrum stellt das LabVIEW-Programm das Zeitsignal dar. Dieses wurde mit Messungen, welche mit einem Oszilloskop durchgeführt wurden, verifiziert. Auch hier wurden mit dem Oszilloskop dieselben Zeiten und Signalverläufe beobachtet, welche auch mit dem LabVIEW-Programm dargestellt und berechnet wurden. Daher kann davon ausgegangen werden, dass das LabVIEW-Programm die Frequenz sowie die Periodendauern der einzelnen Intervalle des aufgenommenen Signals korrekt bestimmt.

Sämtliche im Folgenden diskutierten Messergebnisse wurden mit dem LabVIEW-Programm ermittelt.

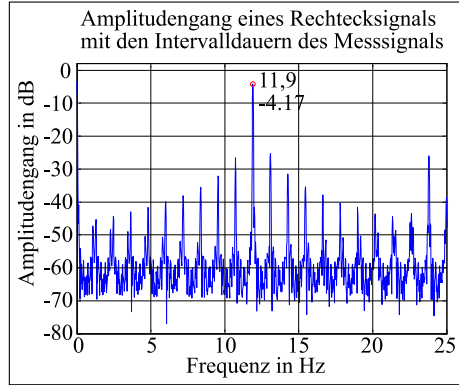


Abbildung 4.22: Spektrum eines in Matlab anhand des Zeitverlaufes des Messsignales generierten reinen Rechtecksignals. Die Peaks befinden sich an den selben Frequenzen wie im Signalspektrum, so dass die wechselnde Intervalldauer sowie das Tastverhältnis als Ursache gewertet werden kann.

### 4.2.3 Vorüberlegungen Monitor

Bevor die Messungen im einzelnen diskutiert werden, sollen an dieser Stelle kurz die idealerweise erwarteten Ergebnisse aufgezeigt werden. Der Monitor hat wie in Kapitel 2.3 beschrieben eine Bildwiederholrate. Diese bestimmt, welche diskreten Periodenlängen erzeugt werden können, da die Monitoranzeige nur in bestimmten festgelegten Abständen aktualisiert wird und zwischenzeitlich keine neuen Bilder auf dem Monitor produziert werden können. Daher muss die Anzeigedauer jeder Schachbrett-Farbe  $t_f$  einem ganzzahligen Vielfachen  $n$  des Basisintervalls  $T_0$  und somit der umgekehrten Bildwiederholrate  $f_{BWR}$  entsprechen, siehe (4.1) bis (4.3).

$$T_0 = \left( \frac{1}{f_{BWR}} \right) \quad (4.1)$$

$$t_f = n \cdot t_{BWR} \quad (4.2)$$

$$f = \left( \frac{1}{t_f} \right) \quad (4.3)$$

Wenn eine Frequenz, welche kein ganzzahliger Teiler der Bildwiederholfrequenz ist, dargestellt werden soll, wird von der CPU jeweils zum richtigen Zeitpunkt das neue Bild in den Bildspeicher geladen. Wenn der Monitor gerade ein Bild aufbaut, verweilt das neue Bild solange im Bildspeicher,

bis der Monitor das aktuelle abgeschlossen hat und das nächste Bild aufbaut. Dadurch ergibt sich eine Verzögerung, welche sich jedoch nach ein paar Zyklen aufhebt, wenn das Bild rechtzeitig zum neuen Bildaufbau in den Speicher geladen wird.

Ein Beispiel ist in Abbildung 4.23 skizziert: das Basisintervall  $T_0$  des Monitors sei mit 10 ms angenommen, die gewünschte Stimulationsfrequenz hat eine Periodendauer  $T_{stim}$  von 16 ms. Der erste Frame zeigt das aktuelle Bild mit Stimulus A an. Wenn bei 10 ms ( $T_0$ ) der zweite Frame aufgebaut wird, liegt noch kein neues Bild vor, daher bleibt das alte bestehen. Bei 16 ms wird das zweite Bild mit Stimulus B in den Graphikspeicher geladen, der Monitor hat seinen Bildaufbau allerdings erst bei 20 ms ( $2 \cdot T_0$ ) abgeschlossen. Daher baut er das zweite Bild mit einem Delay von 4 ms auf. Die 20 ms zwischen der Anzeige des ersten und zweiten Bildes werden als  $t_1$  gemessen. Nach 40 ms ( $4 \cdot T_0$ ) hat sich das Delay soweit aufsummiert, dass zwei direkt aufeinanderfolgende Frames unterschiedliche Bilder zeigen: bei 40 ms wird das Bild, welches bei 32 ms mit Stimulus A in den Speicher geladen wurde, angezeigt, bei 50 ms ( $5 \cdot T_0$ ) jenes, welches mit Stimulus B bei 48 ms in den Bildspeicher geschrieben wurde. Somit ergibt sich als  $t_2$  10 ms. Bei 80 ms ( $8 \cdot T_0$ ) wird das erste Mal seit Beginn das Muster exakt rechtzeitig in den Bildspeicher geschrieben und angezeigt. Dieser Verlauf der Anzeigezeiten  $t_1$  und  $t_2$  wiederholt sich periodisch mit einer Periodendauer von 80 ms. Die Periodendauer der Folge von Stimulus A und B, was später dem des Schwarz-Weiß-Signals entsprechen wird, hingegen liegt bei 160 ms, da innerhalb der ersten 80 ms fünf Stimuli gezeigt wurden und somit bei 80 ms Stimulus B geladen wurde. Für die einzelnen Abschnitte, welche die Dauer zwischen zwei gleichen Bildern beschreiben, werden im Gegensatz zu den beschriebenen „echten“ Periodendauern in dieser Arbeit als (Photo-)Intervalldauer bezeichnet.

Im Durchschnitt kann je nach Messdauer daher die korrekte Periodendauer als Mittelwert von  $t_1$  und  $t_2$  erreicht werden, im Beispiel würde dies nach 80 ms oder acht Frames sowie jedem ganzzahligen Vielfachen dieser Dauer der Fall sein. Bei einer Messdauer über sieben Frames, welche dreimal  $t_1$  und einmal  $t_2$  umfasst, würde sich die mittlere Intervalldauer auf 17,5 ms verschieben und liegt damit über der gewünschten. Durch Wahl einer anderen Messdauer kann sich daher die mittlere angezeigte Musterfrequenz bei derselben eingestellten Stimulationsfrequenz verändern. Außerdem kann je nach Wahl der Frequenzen und Phasenlagen dieses periodische Muster unterschiedlich komplex und die Anzahl von  $t_1$  und  $t_2$  verschieden groß ausfallen, so dass keine optimale Messdauer für alle Stimulationsfrequenzen gefunden werden kann.

In den vorliegenden Messungen wurde 144 Hz als Bildwiederholfrequenz eingestellt, das Basisintervall  $T_0$  beträgt somit  $6,9\bar{4}$  ms. Damit sind die in Tabelle 4.3 aufgeführten Frequenzen als ganzzahlige Teiler der BWR theoretisch korrekt darstellbar, unabhängig von der Messdauer.

Unter der Randbedingung, dass zum einen die Stimulationsfrequenz doppelt so groß ist wie die Musterfrequenz und zum anderen nur zwischen 8 und 40 Hz ein SSVEP-Signal generiert wird, sind aus der Tabelle die Musterfrequenzen 4,0 bis 18,0 Hz für eine Stimulation interessant.

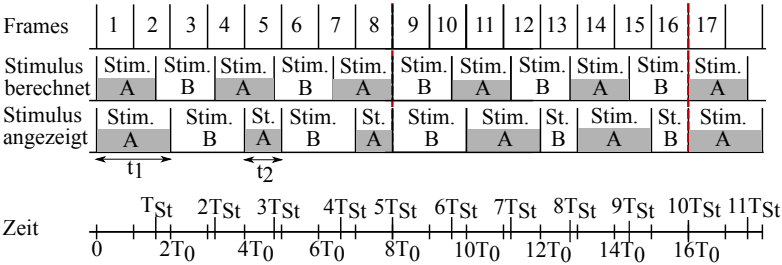


Abbildung 4.23: Schema, wie Frequenzen, die nicht ganzzahlige Teiler der Bildwiederholrate sind, auf dem Monitor angezeigt werden. Die Striche geben dabei den Takt der Bildwiederholrate BWR, die Nummer des aktuellen Frames, den Takt des gewünschten Musters mit den beiden Stimuli A (grau hinterlegt) und B sowie die Zeiten, zu denen das neue Muster real auf dem Monitor angezeigt wird, an.

Tabelle 4.3: Theoretisch vom Monitor darstellbare Musterfrequenzen bei einer Bildwiederholrate von 144 Hz. Gerundete Werte sind durch  $\sim$  markiert.

Frequenz	Teiler	Frequenz	Teiler	Frequenz	Teiler
144,00 Hz	1	$\sim$ 11,08 Hz	13	5,76 Hz	25
72,00 Hz	2	$\sim$ 10,29 Hz	14	$\sim$ 5,54 Hz	26
48,00 Hz	3	9,60 Hz	15	5,33 Hz	27
36,00 Hz	4	9,00 Hz	16	$\sim$ 5,14 Hz	28
28,80 Hz	5	$\sim$ 8,47 Hz	17	$\sim$ 4,97 Hz	29
24,00 Hz	6	8,00 Hz	18	4,80 Hz	30
$\sim$ 20,57 Hz	7	$\sim$ 7,58 Hz	19	$\sim$ 4,65 Hz	31
18,00 Hz	8	7,20 Hz	20	4,50 Hz	32
16,00 Hz	9	$\sim$ 6,86 Hz	21	4,36 Hz	33
14,40 Hz	10	6,54 Hz	22	$\sim$ 4,24 Hz	34
13,09 Hz	11	$\sim$ 6,26 Hz	23	$\sim$ 4,11 Hz	35
12,00 Hz	12	6,00 Hz	24	4,00 Hz	36

Bei den SSVEP-Messungen im vorigen Kapitel wurden die Frequenzen so eingestellt, dass immer eine Schrittbreite von 1 Hz zwischen den Frequenzen lag. Von diesen sind nur die acht Stimulationsfrequenzen 8 Hz, 9 Hz, 12 Hz, 16 Hz, 18 Hz, 24 Hz, 32 Hz und 36 Hz realistisch darstellbar (entspricht den Musterfrequenzen: 4,0 Hz, 4,5 Hz, 6,0 Hz, 8,0 Hz, 9,0 Hz, 12,0 Hz, 16,0 Hz, 18,0 Hz).

Sowohl bei den mit den Phototransistoren aufgenommenen Musterfrequenzen als auch bei den SSVEP-Messungen gab es bei allen Frequenzen Abweichungen zu den eingestellten Stimulationsfrequenzen, überraschender Weise bilden auch jene, welche ganzzahligen Teilern der BWR entsprechen, keine Ausnahme. Diese Abweichungen werden in den folgenden Kapiteln analysiert und die Ursachen erforscht.

### **Bildwiederholfrequenz des Monitors**

Wie im vorigen Kapitel beschrieben, hängt die zeitliche Darstellung des Musters auf dem Monitor von dessen Bildwiederholrate ab. Damit wäre eine potentielle Ursache für den beobachteten Versatz eine abweichende oder nicht konstante Bildwiederholrate des Monitors. Dadurch würden die oben aufgelisteten ganzzahligen Teiler ebenfalls andere darstellbare Frequenzen liefern. Um dies auszuschließen, wurde ein rein weißes Bild eingestellt und mit den Phototransistoren die reine Bildwiederholfrequenz gemessen. Da die drei Subpixel für Rot, Grün und Blau sequentiell angesprochen werden, liegt die durch LabVIEW bestimmte Frequenz nicht bei 144 Hz, sondern bei durchschnittlich dem Dreifachen, 432 Hz. Das „durchschnittlich“ erklärt sich dadurch, dass die Periodendauer für zwei der drei Subpixel 2,34 ms und für den dritten 2,26 ms beobachtet wurden. Die Werte wurden hier sowie im Folgenden auf die zweite Nachkommastelle gerundet. In Summe entspricht das 6,9 ms, dem Inversen der eingestellten Bildwiederholrate. Warum die Zeit, welche zwischen dem Ansteuern der einzelnen Subpixel liegt, für die drei Subpixel unterschiedlich ist, konnte nicht geklärt werden, ist für die weiteren Ergebnisse jedoch nicht relevant. Für andere Bildwiederholraten wurde analog verfahren, die Ergebnisse decken sich mit den beschriebenen. Einzige Ausnahme ist 60 Hz, da diese mit 120 Hz angesteuert werden, jedoch zweimal dasselbe Bild zeigen. Dies wurde auch bei einem Monitortest der Computerzeitschrift Prad vom 26.11.2012 beobachtet [60].

Ein Abweichen der Bildwiederholrate kann somit als Ursache für die Frequenzabweichung des Stimulationsmusters ausgeschlossen werden.

### **Vergleich EEG-Messung mit am Monitor gemessener Musterfrequenz**

Nachdem die BWR validiert wurde und die erwarteten Ergebnisse theoretisch diskutiert wurden, werden als Nächstes die Ergebnisse der Messungen dargelegt und mit den bei den EEG-Messungen beobachteten Abweichungen sowie den eingestellten Stimulationsfrequenzen verglichen. Dafür wurden als Erstes die in den SSVEP-Messungen eingestellten Frequenzen mit dem LabVIEW-Programm unter denselben Randbedingungen auf-

genommen wie die EEG-Messungen zuvor: Es wurde derselbe Monitor ASUS VG278HE mit 100% Helligkeit, 80% Kontrast und 144 Hz Bildwiederholfrequenz genutzt. Die Messdauer wurde auf 15 s halbiert, die Aufnahmen wurden mit einer Abtastrate von 50 kS/s durchgeführt. Um ein möglichst großes Signal messen zu können, wurde als Farbkombination der Schachbretter Schwarz-Weiß gewählt. Bei Messungen mit anderen Farbkombinationen, die zur Überprüfung durchgeführt wurden, gab es keine Unterschiede bezüglich des zeitlichen Verlaufs der angezeigten Muster, daher wird darauf verzichtet diese separat vorzustellen.

Die gemessenen Daten wurden auf zwei Arten ausgewertet: Zum Einen wurden die jeweiligen Anzeigedauern der schwarzen Kästchen als Low-level-Dauer, die der weißen als High-level-Dauer und der sich daraus durch Addition ergebenden Intervalldauer bestimmt und verglichen. Um zu verdeutlichen, dass diese sich der Begriff Intervalldauer immer auf die mit den Phototransistoren gemessenen Periodendauern bezieht und um Verwechslungen zu vermeiden, wird „Photo-“ als Präfix genutzt, welches sich auch in dem Formelzeichen  $f_{photo}$  wiederfindet. Zum Anderen wurde die jeweilige mittlere Frequenz aus dem Kehrwert der mittleren Photo-Intervalldauer als  $f_{photo}$  bestimmt und mit den EEG-Messungen verglichen. Der Vergleich mit den EEG-Messungen ist in Tabelle 4.4 zu sehen. Um direkt die aus der SSVEP-Messung bestimmte SSVEP-Frequenz  $f_{SSVEP}$  mit der mit den Phototransistoren aufgenommenen Photo-Musterfrequenz  $f_{photo}$  vergleichen zu können, wurde die Photo-Musterfrequenz verdoppelt. Die  $f_{SSVEP}$  bei 20 bis 23 Hz stammen aus der Pilotstudie, während die anderen Frequenzen zusätzlich durch die erweiterte Studie verifiziert wurden. Des Weiteren wurde die Differenz der gemessenen SSVEP- und der über die Phototransistoren bestimmten Musterfrequenz angegeben. Die Auflösung der EEG-Messung liegt bei  $\sim 0,03$  Hz. Die Differenz zu  $f_{photo}$  liegt bei allen Frequenzen unter der Auflösungsgrenze, nur bei 10 Hz werden 0,03 Hz Abweichung erreicht. Unter Berücksichtigung der Frequenzauflösung kann somit gesagt werden, dass die im EEG-Spektrum gefundene Frequenz mit dem Mittelwert der real dargestellten Frequenz im Rahmen der Auflösung übereinstimmt.

Die Abweichung von der eingestellten Frequenz ist hingegen deutlich größer. Sie liegen zwischen 0,01 und 0,52 Hz und sind somit nicht über die Auflösung des Spektrums zu erklären. Die Abweichungen treten sowohl in positiver als auch negativer Richtung auf, so dass ein falscher Timertakt im Stimulationsprogramm unwahrscheinlich ist: hier würden alle Frequenzen zu hoch oder zu niedrig sein. Bei den Stimulationsfrequenzen 34,0 und 35,0 Hz fällt auf, dass bei beiden 34,48 Hz gemessen wird (blau hinterlegt), was ebenfalls nicht durch einen zu schnellen oder zu langsamen Timer erklärt werden kann. Bei den Frequenzen, welche einem ganzzahligen Teiler der Bildwiederholrate entsprechen, in der Tabelle grün hinterlegt, gibt es ebenso Abweichungen, deren Ursache im Folgenden untersucht werden soll.

Die aufgeführten Messungen wurden am ASUS VG278HE durchgeführt. Zusätzlich wurde die Messung an unterschiedlichen Monitoren mit unter-



Tabelle 4.4: Vergleich zwischen den in EEG-Messungen beobachteten Frequenzen  $f_{SSVEP}$  und den gemittelten am Monitor mit Phototransistoren gemessenen angezeigten Musterfrequenzen  $f_{photo}$ . Diese wurde verdoppelt, um einen Vergleich mit  $f_{SSVEP}$  zu vereinfachen. Die Werte wurden jeweils auf die zweite Nachkommastelle gerundet, da aufgrund der EEG-Auflösung von ca. 0,03 Hz mehr Nachkommastellen zum Vergleich nicht sinnvoll sind. Die jeweiligen Abweichungen sowohl zwischen EEG und angezeigter Frequenz als auch zwischen EEG und der im Stimulationsprogramm eingestellten Frequenz  $f_{stim}$  sind ebenfalls aufgeführt. Die Messung wurde jeweils am ASUS VG278HE mit 144 Hz Bildwiederholfrequenz, 100% Helligkeit und 80% Kontrast mit schwarz-weißen Schachbrettern durchgeführt. Die Frequenzen, welche einem ganzzahligen Teiler der Bildwiederholfrequenz entsprechen und somit vom Monitor darstellbar sein sollten, sind grün hinterlegt. Blau hervorgehoben ist der Sonderfall, dass bei zwei unterschiedlichen Stimulationsfrequenzen dieselben  $f_{photo}$  und  $f_{SSVEP}$  beobachtet wurden.

$f_{stim}$	$f_{SSVEP}$	$f_{photo} * 2$	$f_{SSVEP} - f_{photo}$	$f_{SSVEP} - f_{stim}$
10,0 Hz	9,97 Hz	10,00 Hz	- 0,03 Hz	- 0,03 Hz
11,0 Hz	10,99 Hz	10,99 Hz	0,00 Hz	- 0,01 Hz
12,0 Hz	12,05 Hz	12,05 Hz	0,00 Hz	0,05 Hz
13,0 Hz	12,97 Hz	12,98 Hz	- 0,01 Hz	- 0,03 Hz
14,0 Hz	14,10 Hz	14,08 Hz	0,02 Hz	0,10 Hz
15,0 Hz	14,92 Hz	14,92 Hz	0,00 Hz	- 0,08 Hz
16,0 Hz	16,11 Hz	16,13 Hz	- 0,02 Hz	0,11 Hz
17,0 Hz	16,94 Hz	16,95 Hz	- 0,01 Hz	- 0,06 Hz
18,0 Hz	17,85 Hz	17,85 Hz	0,00 Hz	- 0,15 Hz
19,0 Hz	18,86 Hz	18,87 Hz	- 0,01 Hz	- 0,14 Hz
20,0 Hz	19,99 Hz	20,00 Hz	- 0,01 Hz	- 0,01 Hz
21,0 Hz	20,81 Hz	20,83 Hz	- 0,02 Hz	- 0,19 Hz
22,0 Hz	22,22 Hz	22,22 Hz	0,00 Hz	0,22 Hz
23,0 Hz	23,25 Hz	23,25 Hz	0,00 Hz	0,25 Hz
24,0 Hz	23,80 Hz	23,81 Hz	- 0,01 Hz	- 0,20 Hz
25,0 Hz	24,99 Hz	25,00 Hz	- 0,01 Hz	- 0,01 Hz
26,0 Hz	26,31 Hz	26,31 Hz	0,00 Hz	0,31 Hz
27,0 Hz	27,01 Hz	27,02 Hz	- 0,01 Hz	0,01 Hz
28,0 Hz	27,77 Hz	27,77 Hz	0,00 Hz	- 0,23 Hz
29,0 Hz	29,42 Hz	29,41 Hz	0,01 Hz	0,42 Hz
30,0 Hz	30,30 Hz	30,30 Hz	0,00 Hz	0,30 Hz
31,0 Hz	31,25 Hz	31,25 Hz	0,00 Hz	0,25 Hz
32,0 Hz	32,26 Hz	32,25 Hz	0,01 Hz	0,26 Hz
33,0 Hz	33,33 Hz	33,32 Hz	0,01 Hz	0,33 Hz
34,0 Hz	34,48 Hz	34,48 Hz	0,00 Hz	0,48 Hz
35,0 Hz	34,48 Hz	34,48 Hz	0,00 Hz	- 0,52 Hz
36,0 Hz	35,71 Hz	35,70 Hz	0,01 Hz	- 0,29 Hz
37,0 Hz	37,02 Hz	37,03 Hz	- 0,01 Hz	0,02 Hz

schiedlichen Bildwiederholraten wiederholt. Die Ergebnisse entsprechen den hier diskutierten, daher wurde auf eine gesonderte Betrachtung verzichtet.

### Messung mit unterschiedlichen Bildwiederholraten

Da unterschiedliche Bildwiederholraten nicht unbedingt dieselben ganzzahligen Teiler besitzen, ist ein Vergleich von Messungen bei unterschiedlichen BWR sinnvoll um ihren Einfluss genauer bewerten zu können. Dazu wurde der ASUS-Monitor genutzt, da dieser die meisten unterschiedlichen Bildwiederholraten aufweist und auch für die EEG-Messungen im vorigen Kapitel genutzt wurde. Die Stimulation wurde von 8 Hz bis 40 Hz in 1 Hz-Schritten variiert, was einer Musterfrequenz von 4 Hz bis 20 Hz in 0,5 Hz-Schritten entspricht. Die Bildwiederholraten wurden auf 144 Hz, 120 Hz, 110 Hz, 100 Hz und 60 Hz eingestellt. Die mit den Phototransistoren aufgenommenen und mit LabVIEW ausgewerteten Frequenzen sind in Tabelle 4.5 zu sehen. Die Frequenzen, die einem ganzzahligen Teiler der jeweiligen BWR entsprechen wurden mit grün unterlegt.

Es fällt auf, dass, obwohl die Bildwiederholraten unterschiedlich sind, die angezeigten Frequenzen sich kaum voneinander unterscheiden. Die Abweichungen liegen im Bereich weniger mHz und damit deutlich unter den Abweichungen zur im Stimulationsprogramm eingestellten Frequenz. Auch die Auffälligkeit bei 17,0 und 17,5 Hz (entspricht einer  $f_{SSVEP}$  von 34 und 35 Hz), dass bei beiden Frequenzen dieselbe angezeigte Frequenz gemessen wird, stimmt bei allen Bildwiederholraten überein, siehe die mit Blau hervorgehobenen Zeilen. Dies unterstreicht nochmals die im vorigen Kapitel getroffene Annahme, dass es eine weitere schwerwiegendere Ursache für die Abweichungen gibt als die Bildwiederholrate des Monitors.

Diese Messungen wurden zusätzlich mit weiteren Monitoren - zwei LCD-Monitore (DELL P1907FP und 2209WA) sowie einem CRT-Monitor (Iiyama S902JT Vision Master Pro 451) - mit demselben Ergebnis wiederholt.

Tabelle 4.5: Messung der gemittelten angezeigten Stimulationsfrequenz bei unterschiedlichen Bildwiederholraten. Die erwartete Frequenz ist dabei die halbe Stimulationsfrequenz. Die Messung wurde jeweils mit dem ASUS mit 100% Helligkeit und 80% Kontrast durchgeführt. Die Anzahl der Nachkommastellen wurde so gewählt, dass die geringen Abweichungen gut nachzuvollziehen sind. Die grün hinterlegten Zellen entsprechen bei der jeweiligen Bildwiederholrate einem ganzzahligen Teiler, während die beiden blau unterlegten Zeilen den zuvor beobachteten Sonderfall derselben Photo-Musterfrequenzen bei unterschiedlichen Stimulationsfrequenzen hervorhebt.

$f_{stim}/2$	$f_{photo}$ bei Bildwiederholrate				
	144 Hz	120 Hz	110 Hz	100 Hz	60 Hz
4,0 Hz	3,999 Hz	3,999 Hz	4,000 Hz	3,998 Hz	3,998 Hz
4,5 Hz	4,504 Hz	4,504 Hz	4,504 Hz	4,504 Hz	4,500 Hz
5,0 Hz	4,999 Hz	4,999 Hz	4,999 Hz	4,998 Hz	4,997 Hz
5,5 Hz	5,494 Hz	5,493 Hz	5,494 Hz	5,497 Hz	5,494 Hz
6,0 Hz	6,022 Hz	6,020 Hz	6,024 Hz	6,020 Hz	6,020 Hz
6,5 Hz	6,492 Hz	6,490 Hz	6,492 Hz	6,490 Hz	6,490 Hz
7,0 Hz	7,040 Hz	7,040 Hz	7,039 Hz	7,039 Hz	7,040 Hz
7,5 Hz	7,461 Hz	7,461 Hz	7,459 Hz	7,460 Hz	7,462 Hz
8,0 Hz	8,063 Hz	8,060 Hz	8,064 Hz	8,060 Hz	8,060 Hz
8,5 Hz	8,473 Hz	8,470 Hz	8,473 Hz	8,469 Hz	8,470 Hz
9,0 Hz	8,927 Hz	8,926 Hz	8,926 Hz	8,927 Hz	8,925 Hz
9,5 Hz	9,433 Hz	9,430 Hz	9,433 Hz	9,434 Hz	9,432 Hz
10,0 Hz	9,999 Hz	9,998 Hz	9,995 Hz	9,998 Hz	10,000 Hz
10,5 Hz	10,415 Hz	10,415 Hz	10,414 Hz	10,413 Hz	10,417 Hz
11,0 Hz	11,108 Hz	11,108 Hz	11,109 Hz	11,107 Hz	11,113 Hz
11,5 Hz	11,625 Hz	11,620 Hz	11,626 Hz	11,620 Hz	11,626 Hz
12,0 Hz	11,903 Hz	11,900 Hz	11,905 Hz	11,900 Hz	11,906 Hz
12,5 Hz	12,499 Hz	12,496 Hz	12,499 Hz	12,499 Hz	12,490 Hz
13,0 Hz	13,156 Hz	13,150 Hz	13,155 Hz	13,155 Hz	13,148 Hz
13,5 Hz	13,510 Hz	13,510 Hz	13,510 Hz	13,511 Hz	13,508 Hz
14,0 Hz	13,886 Hz	13,887 Hz	13,886 Hz	13,898 Hz	13,890 Hz
14,5 Hz	14,704 Hz	14,701 Hz	14,700 Hz	14,700 Hz	14,700 Hz
15,0 Hz	15,148 Hz	15,148 Hz	15,151 Hz	15,150 Hz	15,150 Hz
15,5 Hz	15,622 Hz	15,619 Hz	15,620 Hz	15,620 Hz	15,626 Hz
16,0 Hz	16,126 Hz	16,120 Hz	16,127 Hz	16,126 Hz	16,127 Hz
16,5 Hz	16,661 Hz	16,660 Hz	16,666 Hz	16,666 Hz	16,660 Hz
17,0 Hz	17,238 Hz	17,240 Hz	17,241 Hz	17,240 Hz	17,238 Hz
17,5 Hz	17,240 Hz	17,236 Hz	17,236 Hz	17,240 Hz	17,238 Hz
18,0 Hz	17,850 Hz	17,855 Hz	17,852 Hz	17,856 Hz	17,850 Hz
18,5 Hz	18,513 Hz	18,518 Hz	18,514 Hz	18,518 Hz	18,520 Hz
19,0 Hz	19,227 Hz	19,229 Hz	19,232 Hz	19,225 Hz	19,220 Hz

## Zeitverlauf

Nachdem bisher die Frequenz des Helligkeitsverlaufs bei Stimulation betrachtet wurde, soll im Folgenden der zeitliche Verlauf diskutiert werden. Wie im Kapitel 3.3 beschrieben, kann mit dem LabVIEW-Programm die Intervalldauer sowie die Zeiten, in denen das Signal auf High- oder Low-Level liegt, bestimmt werden.

Bei Betrachtung der Messungen ist aufgefallen, dass die Photo-Intervalldauern unterschiedlich lang sind. Bei jeder Messung wurden zwei unterschiedliche Photo-Intervalldauern gefunden, welche sich in unterschiedlicher Anzahl abwechseln. Der Mittelwert der Photo-Intervalldauern entspricht dabei dem Inversen der im vorigen Kapitel diskutierten Frequenz  $f_{photo}$ .

In Tabelle 4.6 sind die eingestellten Stimulationsfrequenzen  $f_{stim}$ , ihre Inversen  $t_{stim}$  sowie die beiden in den Vorüberlegungen zu diesem Kapitel diskutierten Intervalldauern  $t_1$  und  $t_2$  mit ihrer jeweiligen Anzahl aufgelistet.

Tabelle 4.6: Vergleich der Periodendauern der eingestellten Stimulationsfrequenz mit den real gemessenen Photo-Intervalldauern sowie ihrer Anzahl. Die grün unterlegten Zeilen zeigen jeweils ein ganzzahliges Vielfaches von  $T_0$ . Hier sollte  $t_{photo}$  mit  $t_{stim}$  exakt übereinstimmen

$t_{stim}(f_{stim})$	$t_{photo}$	$t_1$	$n_1$	$t_2$	$n_2$
~86,96 ms (11,5 Hz)	~86,01 ms	90,27 ms	133	83,33 ms	212
83,33 ms (12,0 Hz)	~83,90 ms	90,27 ms	35	83,33 ms	391
80,00 ms (12,5 Hz)	~80,03 ms	83,33 ms	195	76,38 ms	177
~76,92 ms (13,0 Hz)	~76,02 ms	76,38 ms	371	69,44 ms	21
74,07 ms (13,5 Hz)	~74,01 ms	76,38 ms	265	69,44 ms	138
~71,43 ms (14,0 Hz)	~72,01 ms	76,38 ms	153	69,44 ms	261
~68,97 ms (14,5 Hz)	~68,02 ms	69,44 ms	348	62,50 ms	90
66,66 ms (15,0 Hz)	~66,02 ms	69,44 ms	229	62,50 ms	223
~64,52 ms (15,5 Hz)	~64,00 ms	69,44 ms	100	62,50 ms	364
62,50 ms (16,0 Hz)	~62,04 ms	62,50 ms	448	55,55 ms	32
60,60 ms (16,5 Hz)	~ 60,01 ms	62,50 ms	319	55,55 ms	178
~58,82 ms (17,0 Hz)	~58,01 ms	62,50 ms	182	55,55 ms	332
~57,14 ms (17,5 Hz)	~58,01 ms	62,50 ms	182	55,55 ms	332
55,55 ms (18,0 Hz)	~56,01 ms	62,50 ms	35	55,55 ms	498
54,05 ms (18,5 Hz)	~54,01 ms	55,55 ms	430	48,61 ms	123
~52,63 ms (19,0 Hz)	~52,01 ms	55,55 ms	281	48,61 ms	293

$t_1$  und  $t_2$  liegen jeweils ein  $T_0$  auseinander und stellen die bei der Bildwiederholrate möglichen Intervalldauern dar, welche am nächsten an der eingestellten Stimulationsfrequenz liegen.

So lassen sich die zwei unterschiedlichen Zeiten, welche gemessen wurden, erklären. Allerdings sollte bei den ganzzahligen Teilern (grün unterlegt) dieses Phänomen nicht auftreten. Die Anzahl der jeweils „falschen“ Intervalldauer ist zwar deutlich geringer als bei der der Stimulationsfrequenz entsprechenden, aber durchaus vorhanden. Interessanterweise gibt es wie bei 12,5 Hz, welches kein ganzzahliger Teiler der BWR ist, sogar eine geringere Abweichung als es bei den ganzzahligen der Fall ist. Die Bildwiederholrate und die damit verbundenen diskreten Periodendauern sind somit nicht der einzige Grund für die abweichenden Frequenzen. Auch lassen sich bei den Frequenzen, welche nicht ganzzahligen Teiler der Bildwiederholfrequenz sind, theoretisch durchschnittliche Frequenzen erreichen, die näher an der eingestellten Stimulationsfrequenz liegen, als die gemessenen. Es muss daher eine weitere Ursache für die Abweichungen geben.

### Alternative Stimulationserzeugung durch DirectX

Wie in Kapitel 2.3 bereits angesprochen, ist Windows nicht echtzeitfähig. Die Mess- und Stimmulationssoftware läuft jedoch auf Windows, was zu Verzögerungen bei der Darstellung der berechneten Bilder führen kann. Zusätzlich ist dadurch die Zugriffszeit des Timers auf den CPU-Takt beschränkt, was seinerseits zu leichten Schwankungen führen kann. Um zu testen, ob dies die Ursache für die beobachteten Abweichungen ist, wurde daher eine einfache Stimulation über ein C++ -Programm, welches DirectX nutzt, erstellt. Es wird dabei ein Schachbrett generiert, dessen Stimulationsfrequenz indirekt über die Anzahl an Bildaufbauten, während derer die Farbe des Schachbrettes beibehalten werden soll, einstellbar ist. Da als Basis direkt die BWR des Monitors genutzt wird, kann auf diese Weise das zu Beginn dieses Unterkapitels beschriebene Problem der nicht ganzzahligen Teiler umgangen werden.

Die Messung der Musterfrequenz wurde analog zu den bisherigen aufgenommen, die Einstellungen am Monitor sind ebenfalls dieselben wie in den vorigen Kapiteln.

Anfangs gab es sichtbare Unregelmäßigkeiten in der Stimulation, welche allerdings verschwunden sind, sobald das Stimulationsfenster in den Vollbildmodus versetzt wurde. Nur wenn eine DirectX-Anwendung im Vollbildmodus läuft, hat sie die komplette Kontrolle über den Bildaufbau. Andernfalls hat der Desktop, welcher alle geöffneten Programme nach Änderungen abfragt, Einfluss auf den Bildaufbau. Durch Nutzen des Vollbildmodus wird dieses Problem behoben und die berechneten Bilder können rechtzeitig auf dem Monitor angezeigt werden.

Das Messergebnis zeigt, dass die eingestellten Frequenzen exakt dargestellt werden können. Es wurden bei keiner einzigen Messung andere Intervallauern als die beiden eingestellten beobachtet. Bei unterschiedlicher Anzahl des Basisintervalls  $T_0$  des invertierten und nicht-invertierten Musters sind bei 144 Hz Bildwiederholrate entsprechend High- und Low-level-Dauern um ein Vielfaches von 6,94 ms verschieden, so dass gezielt ein Tastverhältnis gewählt werden kann.

Zusätzlich wurden SSVEP-Messungen bei den in DirectX darstellbaren Frequenzen zwischen 10 Hz und 48 Hz durchgeführt, die Ergebnisse sind

in Tabelle 4.7 dargestellt. Im Gegensatz zu allen bisherigen Messungen wurde hierbei der 8-Kanal-Helm verwendet. Es ist klar zu sehen, dass die Abweichungen zwischen der in der SSVEP-Messung bestimmten Frequenz und der in DirectX eingestellten unterhalb der Frequenzauflösung von ca. 0,03 Hz liegt. EEG-Messungen waren noch bis 48 Hz zu beobachten, bei höheren Frequenzen war kein Response zu beobachten, was im Rahmen der Flimmerfusionsfrequenz von 40 bis 60 Hz liegt.

Tabelle 4.7: Vergleich zwischen den in EEG-Messungen beobachteten Frequenzen  $f_{SSVEP}$  und den über DirectX erzeugten Stimulationsfrequenzen  $f_{Dx}$  bei 144 Hz Bildwiederholrate.  $n_1$  und  $n_2$  ist dabei die Anzahl der Basisintervalle, die das Muster und das invertierte Muster angezeigt wurde.  $f_{Dx}$  wurde hierbei als Inverses des Mittelwertes der durch  $n_1$  und  $n_2$  vorgegebenen Intervallauern definiert und entspricht daher direkt  $f_{SSVEP}$  ohne wie die Stimulationsfrequenz zum Vergleich verdoppelt werden zu müssen. Bei gleicher Anzahl von Frames für invertiertes und nicht-invertiertes Muster entspricht die SSVEP-Frequenz dem Inversen der jeweiligen Anzeigedauern, bei ungleicher Anzahl dem Mittelwert der beiden.

$n_1$	$n_2$	$f_{Dx}$	$f_{SSVEP}$	$f_{SSVEP} - f_{Dx}$
3	3	48,00 Hz	48,00 Hz	0,00 Hz
3	4	41,14 Hz	41,14 Hz	0,00 Hz
4	4	36,00 Hz	36,01 Hz	0,01 Hz
4	5	32,00 Hz	32,01 Hz	0,01 Hz
5	5	28,80 Hz	28,78 Hz	- 0,02 Hz
5	6	26,18 Hz	26,18 Hz	0,00 Hz
6	6	24,00 Hz	23,99 Hz	- 0,01 Hz
6	7	22,15 Hz	22,16 Hz	0,01 Hz
7	7	20,57 Hz	20,57 Hz	0,00 Hz
7	8	19,20 Hz	19,20 Hz	0,00 Hz
8	8	18,00 Hz	18,01 Hz	0,01 Hz
8	9	16,94 Hz	16,94 Hz	0,00 Hz
9	9	16,00 Hz	15,99 Hz	- 0,01 Hz
9	10	15,16 Hz	15,17 Hz	0,01 Hz
10	10	14,40 Hz	14,40 Hz	0,00 Hz
10	11	13,71 Hz	13,70 Hz	- 0,01 Hz
11	11	13,09 Hz	13,09 Hz	0,00 Hz
11	12	12,52 Hz	12,51 Hz	- 0,01 Hz
12	12	12,00 Hz	12,02 Hz	0,02 Hz
12	13	11,52 Hz	11,54 Hz	0,02 Hz
13	13	11,08 Hz	11,08 Hz	0,00 Hz
13	14	10,67 Hz	10,65 Hz	- 0,02 Hz
14	14	10,29 Hz	10,28 Hz	- 0,01 Hz

Nachdem das DirectX-Programm mit zwei Schachbrettern in Matlab eingebunden wurde, wurden einzelne Messungen mit unterschiedlichen An-

zeigedauern durchgeführt, um sicherzugehen, dass auch bei Berechnung zweier Schachbretter und zeitgleicher EEG-Messung das gewünschte Ergebnis erzielt wird. Auch hier wurden keine Abweichungen zwischen den eingestellten Dauern und den gemessenen beobachtet, so dass DirectX sich auch wie vermutet zur Stimulation bei zeitgleicher EEG-Messung eignet.

#### 4.2.4 Diskussion der Ergebnisse

Die im vorigen Kapitel vorgestellten Messergebnisse zeigen, dass die Erzeugung einer exakten Stimulation von vielen Faktoren abhängt. So ist die Bildwiederholrate des Monitors ein beschränkender Faktor, da die korrekt darstellbaren Frequenzen nur ganzzahlige Teiler der Bildwiederholrate sein können. Das Hauptproblem ist jedoch das Betriebssystem Windows, da dieses nicht echtzeitfähig ist und daher zu Verzögerungen bei der Berechnung und Weitergabe der Bilder sowie beim Auslesen des für den Timer nötigen CPU-Taktes führen kann. Dieses Problem wurde durch die Implementierung eines auf DirectX basierenden Stimulationsprogramms umgangen. Mit diesem werden die Frequenzen zum einen in Abhängigkeit von der Bildwiederholfrequenz berechnet und ohne den Umweg durch die Schichten zur Bildbearbeitung (GDI und DDI) von Windows in den Graphikspeicher geschrieben. So kann das Bild ohne Verzögerung dargestellt werden.

Ein anderes Ergebnis ist, dass auch bei Stimulation mit einem Muster, dessen Periodendauer zwischen zwei unterschiedlichen Intervalldauern wechselt, SSVEP-Messungen möglich sind. Der Peak im Frequenzspektrum ist hierbei zu dem Mittelwert der angezeigten Frequenzen verschoben. Durch den Wechsel zwischen unterschiedlichen Intervalldauern und dem damit verursachten Wechsel zwischen zwei Tastverhältnissen ist zu vermuten, dass sich ein Teil der Signalenergie in Oberwellen abspalten wird. Diese wurden bei vereinzelt Messungen beobachtet, allerdings wurde aufgrund des geringen Anteils (weniger als 30 Messungen mit sichtbarer ersten Harmonischen bei mehr als 900 Messungen) auf eine Auswertung verzichtet. In anderen Veröffentlichungen wurde der Aspekt der unterschiedlichen Tastverhältnisse untersucht, zum Beispiel [61, 62], das Einbeziehen von Oberwellen bei der Auswertung ist weit verbreitet, z.B. [63].

### 4.3 Messungen Hautwiderstand

Neben den cEEG-Messungen wurden Hautwiderstandsmessungen mit unterschiedlichen Randbedingungen vorgenommen, deren Ergebnisse im Folgenden vorgestellt werden. Dabei wurden individuelle Unterschiede untersucht, indem dieselbe Messung an mehreren Probanden wiederholt wurde, es wurde die Änderung des Widerstandes über einen längeren Zeitraum betrachtet, mit unterschiedlichen Messfrequenzen, bei Wärme- und Stress-einwirkung. Zuletzt wurde der Übergangswiderstand zwischen zwei sich berührenden Personen analysiert.

Da Vorversuche gezeigt haben, dass der Druck, mit welchem die Elektro-

den angebracht wurden, einen Einfluss auf das Ergebnis haben, wurde mit dem Anbringen von Schweißbändern über den Elektroden ein gleichmäßiger Druck bei allen Messungen erzeugt. Um anfängliche Schwankungen des Widerstandswertes auszuschließen, wurden die Elektroden und Schweißbänder ungefähr fünf Minuten vor Beginn der Messung angebracht.

Es wurden bei allen folgenden Messungen die Hautwiderstände an den Innenseiten des rechten (RH\_RA) und linken Arms (RH\_LA) gleichzeitig ermittelt. Der Messstrom war entsprechend der Widerstände  $1\text{ }\mu\text{A}$  oder  $10\text{ }\mu\text{A}$  groß und hatte eine Frequenz von 3 Hz. Die Probanden wurden angewiesen die Hände locker auf den Oberschenkel abzulegen, um Bewegungsartefakte zu vermeiden.

#### 4.3.1 Individuelle Unterschiede

Zunächst wurden die Hautwiderstände von sechs Personen im Alter von Anfang bis Ende 20 verglichen. Eine beispielhafte Messreihe, die an einem Vormittag durchgeführt wurde, ist in Abbildung 4.24 dargestellt. Die Messwerte variieren von 50 bis  $500\text{ k}\Omega$ , dabei gibt es nicht nur Unterschiede zwischen den einzelnen Probanden, sondern auch zwischen den Hautwiderständen am rechten und linken Unterarm. Bei weiteren Untersuchungen wurden auch vereinzelt Widerstände im  $\text{M}\Omega$ -Bereich gemessen. Bei Wiederholung der Messungen wurde beobachtet, dass die Widerstände nicht nur interindividuell, sondern auch intraindividuell variabel sind. Diese Schwankungen von Hautwiderständen bei einer Person werden im Folgenden anhand diverser Einflussfaktoren untersucht.

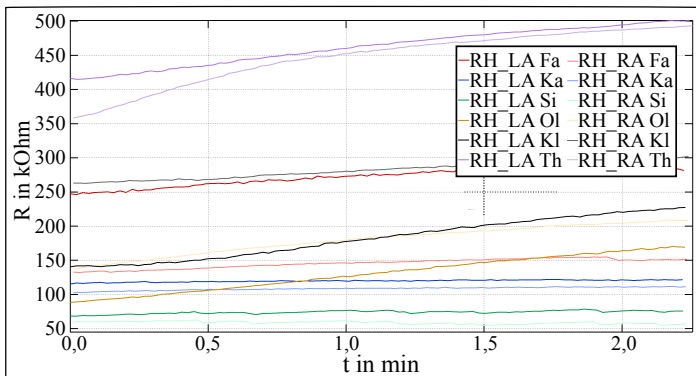


Abbildung 4.24: Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite der Unterarme an mehreren Probanden.



### 4.3.2 Langzeitmessung

Da im vorigen Abschnitt festgestellt wurde, dass Hautwiderstände einer Person variieren können, wurden im Folgenden Messungen über eine längere Zeit aufgenommen. Dabei werden auf den nächsten Seiten drei Messungen exemplarisch vorgestellt. Die Szenarien sind Messung in ruhiger, entspannter Haltung in einer ruhigen Umgebung (Abb. 4.25), Messung in ruhiger, entspannter Haltung in unruhiger Umgebung (Abb. 4.26) und Messung während leichter Tätigkeiten am PC (Abb. 4.27). Die Messungen in unruhiger Umgebung und während PC-Arbeit wurden an demselben Probanden 1 durchgeführt, die Messung in ruhiger Umgebung wurde während der Mittagspause an einem zweiten Probanden vorgenommen.

Alle drei Messungen zeigen Widerstandsänderungen während der Messung. Bei Proband 1 ändert sich der Widerstand um ungefähr Faktor zwei zwischen den Extremwerten, während bei Proband 2 mit einer Änderung um ungefähr  $100\text{ k}\Omega$  der Widerstand um ungefähr ein Sechstel abnimmt. Der Verlauf der Graphen unterscheidet sich augenscheinlich: Während bei der Messung in ruhiger Umgebung der Widerstand kontinuierlich fällt, sind bei den anderen zwei Messungen Schwankungen zu erkennen, der Widerstand steigt und fällt alle 5 bis 10 Minuten ohne einen klaren Trend. Bei zeitgleicher Arbeit am PC sind die Schwankungen stärker ausgeprägt, was durch die leichten Bewegungen begründet werden kann. Die Störungen, die bei Person 2 ab der 33. Minute zu sehen sind, zeigen das Ende der Mittagspause und sind durch die damit verbundene zunehmenden Unruhe im Raum zu erklären.

In der Literatur sind drei Effekte zu finden, welche auf die Messungen angewendet werden können: 1) das Einziehen von Elektrolytgel in die Haut, welches den Hautwiderstand senkt [27, 64, 65], 2) Schweiß, welcher in der Nähe und unter der Elektrode produziert wird [43], 3) tageszeitabhängige Schwankungen, die vom Stresslevel abhängen [43].

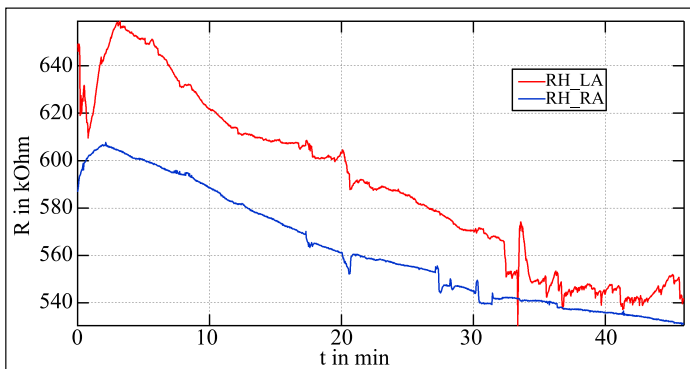


Abbildung 4.25: Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite der Unterarme in Ruhe und in einer ruhigen Umgebung.

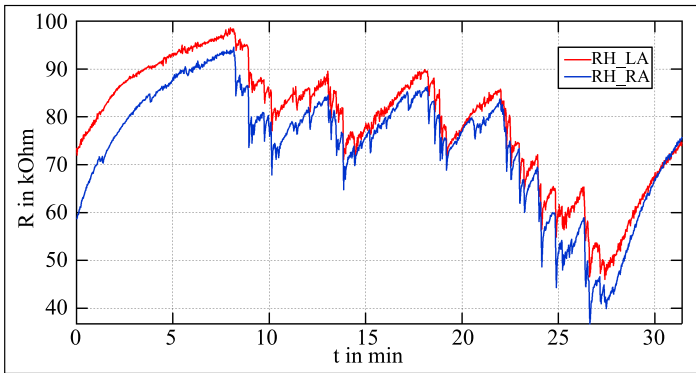


Abbildung 4.26: Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite der Unterarme in Ruhe aber in einer unruhigen Umgebung.

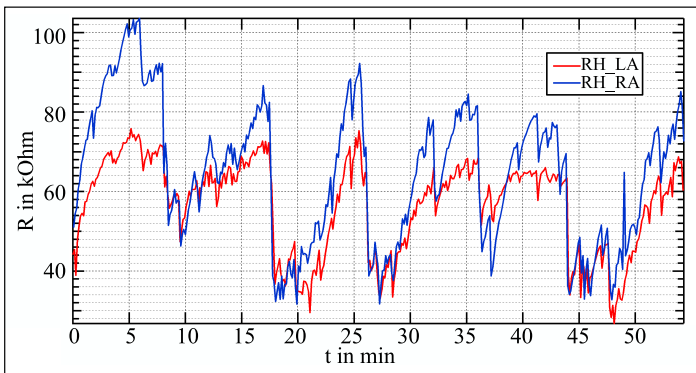


Abbildung 4.27: Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite der Unterarme während leichter Arbeiten am PC.

### 4.3.3 Frequenzabhängigkeit

Bei den Messungen wurde, wie in 3.4 beschrieben, ein Wechselstrom geringer Amplitude in den Körper eingespeist, die über die Haut abfallende Spannung gemessen und daraus der zugehörige ohmsche Widerstand berechnet. Da das Ziel war, mit sehr geringen Frequenzen zu messen, wurde zunächst der kapazitive Anteil der Haut vernachlässigt. Im Folgenden wurde getestet, ob diese Annahme für die verwendeten Frequenzen gerechtfertigt ist.

In Abbildung 4.28 sind drei Widerstandskennlinien über die Zeit mit 3 Hz, 33 Hz und 66 Hz aufgenommen. Dadurch dass in vorherigen Versuchen deutlich geworden ist, dass sich der Hautwiderstand über den Tag ändert, wurden die Kennlinien parallel aufgenommen, um zeitliche Schwankungen zwischen den Aufnahmen auszuschließen. Dies wurde durch schnelles Umschalten zwischen den einzelnen Frequenzen realisiert: nacheinander wurde zunächst ein Wechselstrom mit 3 Hz, dann 33 Hz und 66 Hz in den Körper eingeprägt. Eventuelle zeitliche Änderungen des Hautwiderstandes wirken somit in allen Kennlinien gleichermaßen ein.

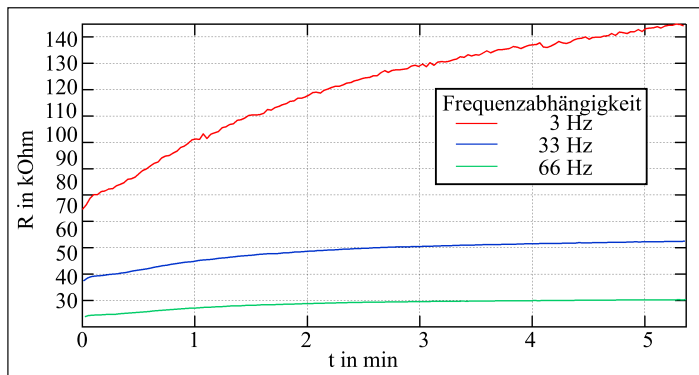


Abbildung 4.28: Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite eines Unterarms mit unterschiedlichen Frequenzen des eingespeisten Stroms.

Es ist klar zu sehen, dass bereits bei geringen Frequenzen der kapazitive Anteil der Haut einen deutlichen Einfluss hat. Bei 3 Hz am Anfang der Kennlinie ist der Widerstand anderthalb Mal so groß wie bei 33 Hz und mehr als doppelt so hoch wie bei 66 Hz zur selben Zeit. Nach wenigen Minuten hat sich der Abstand weiter vergrößert, wobei die Änderung bei 3 Hz deutlich stärker ausfällt als bei den beiden anderen Frequenzen. Damit sind die Ergebnisse, welche unter anderem in [66–68] beschrieben wurden, für den gegebenen Messaufbau bestätigt. Für weitere Messungen wurde immer eine Frequenz von 3 Hz zur Einspeisung verwendet.

### 4.3.4 Temperatur

Der Einfluss von Temperatur auf den Hautwiderstand wurde in der Literatur ausführlich untersucht [69–71]. Auch in dieser Arbeit wurden diverse Messungen mit unterschiedlichen Wärmequellen durchgeführt. Als Beispiel ist in Abbildung 4.29 eine Messung mit einer Infrarotlampe als Wärmequelle gezeigt.

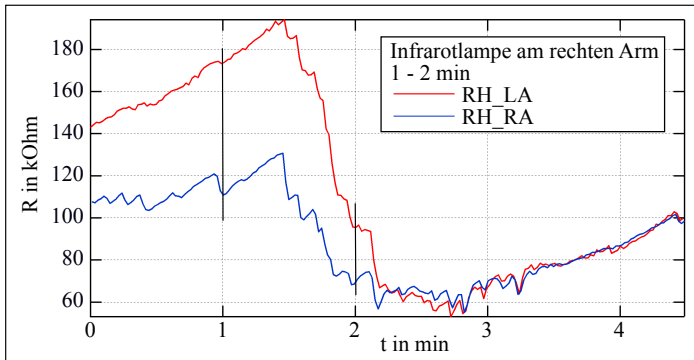


Abbildung 4.29: Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite der Unterarme bei Wärmeeinwirkung am linken Arm durch eine Infrarotlampe zwischen Minute 1 und 2.

Diese wurde so positioniert, dass der rechte Arm erwärmt wurde. Sie wurde nach einer Minute ein- und nach einer weiteren Minute ausgeschaltet. Der erwartete Widerstandseinbruch ist an beiden Armen zu beobachten. Bei Messungen mit z. B. einer Wärmflasche als Wärmequelle konnte der Widerstandseinbruch mit Beginn der Wärmeeinwirkung ebenfalls beobachtet werden. Der Zeitversatz zwischen Einschalten der Lampe und dem Abfall des Widerstandes in dieser Messung ist wahrscheinlich auf die anfangs noch nicht erreichte Betriebstemperatur der Lampe zurückzuführen.

### 4.3.5 Stress

Stress hat einen messbaren Einfluss auf die Hautimpedanz. Dieser „galvanic skin response“ oder dieses „electrodermal phenomena“, wie er in der Fachliteratur genannt wird, wird genutzt, um Stress zu messen und z. B. darüber Epilepsie-Anfälle vorherzusagen [72]. Schmerz als Stressfaktor wurde bei unterschiedlichen Krankheiten wie z. B. Osteoporose mit Hilfe der Hautimpedanzmessung untersucht, um eine objektive Messgröße für Schmerz zu finden [73–75] und ist daher als Ursache für eine Impedanzabnahme bekannt [43]. Für die Hintergründe des Projektes war Stress als Einflussfaktor durchaus relevant und sollte daher untersucht werden. Ein gezielter Stressreiz, der reproduzierbar ist, wurde durch einen Schmerzstimulus realisiert. Dabei

wurde eine Krokodilklemme während der Hautwiderstandsmessung an der Hand oder der Wade angebracht und an beiden Unterarmen gemessen. Die Ergebnisse sind in Abbildung 4.30 zu sehen.

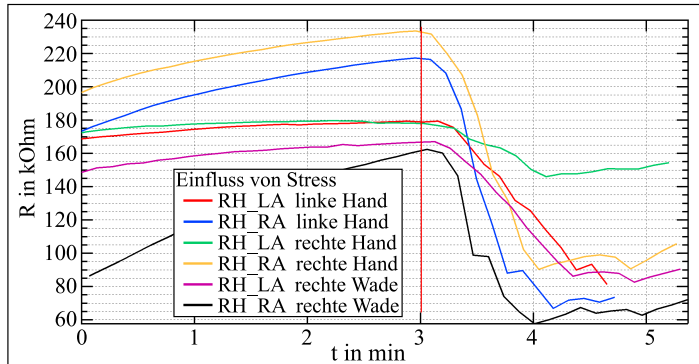


Abbildung 4.30: Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite der Unterarme vor und während eines Schmerzreizes. Der Schmerzreiz wurde an der rechten Hand, an der linken Hand und an der Wade jeweils zu Beginn der dritten Minute gesetzt.

Ein starkes und sofortiges Absinken ist bei allen drei Messungen zu erkennen, unabhängig davon, ob der Schmerzimpuls nahe der Messstelle gesetzt wurde oder an einer entfernten Stelle des Körpers. Bei den Messungen mit Schmerzreiz an der rechten Hand und rechten Wade wurde nach einer Minute die Klemme wieder entfernt. Das Erholen des Hautwiderstandes ist ebenfalls im Bild erkennbar.

#### 4.3.6 Übergangswiderstand und EKG-Messung

Neben den Hautwiderstandsmessungen sollte der Übergangswiderstand zwischen zwei sich berührenden Personen bestimmt und die Vermutung überprüft werden, dass der Übergangswiderstand durch eine Reihenschaltung der Hautwiderstände und einem zusätzlichen Anteil bestimmt werden kann.

Bei der Messung haben sich zwei Probanden einseitig an den Händen berührt. Die Elektroden für die Stromeinspeisung wurden auf die beiden Probanden aufgeteilt, so dass ein Stromfluss über die Berührungsstelle möglich wurde. Die Elektroden für die Spannungsmessung wurden analog angebracht.

### Flächenabhängigkeit

Der Widerstand einer Leitung hängt von deren Querschnittsfläche ab, daher wurde untersucht, ob es sich mit dem Übergangswiderstand bei unterschiedlicher Berührungsfläche analog verhält. Während einer Messung haben die Probanden alle 15 s die Berührungsfläche verändert. Es wurde mit einer fest umschlossenen Hand gestartet, anschließend die Handflächen ohne Daumen aufeinander gelegt, daraufhin die Hände so gegeneinander verschoben, dass nur noch die flachen Finger einander berührten und diese zum Schluss auf einen Finger reduziert. In Abbildung 4.31 sind die Änderungen graphisch zu sehen, in Tabelle 4.8 sind die Messwerte mit den Berührungsflächen aufgelistet. Es ist deutlich, dass der Widerstand von der Berührungsfläche abhängt. Je größer die Berührungsfläche, umso geringer wird der Übergangswiderstand zwischen den beiden Körpern. Dies entspricht dem Verhalten, welches auch ein technischer Leitungswiderstand aufweist. Allerdings ist der Zusammenhang zwischen Übergangswiderstand und Berührungsfläche nicht proportional, was an den vernachlässigten Haut- und Übergangskapazitäten sowie an der ungleichmäßigen Verteilung von Schweißdrüsen, welche als Strompfad geringeren Widerstandes wirken, liegen könnte. So ist nach [76] die Anzahl der Schweißdrüsen an der Handfläche 1,38 mal so groß wie an den Fingern. Um auszuschließen, dass der Druck, mit welchem die Berührung erzeugt wurde, für die Nicht-Proportionalität verantwortlich ist, wurde der Versuch mit gleichbleibender Fläche und unterschiedlich starken Berührungen wiederholt, der Berührungsdruck hatte jedoch keinen bemerkenswerten Einfluss auf das Messergebnis. Allerdings war das Messsignal bei einem festen Umfassen der Hände durch die Muskelanspannung stärker von Störungen überlagert, so dass bei allen weiteren Messungen die Hände entspannt umfasst wurden.

Tabelle 4.8: Gemessene Übergangswiderstände bei unterschiedlichen Berührungsflächen.

Berührung	Berührungsfläche	Widerstand
Komplett umschlossene Hand	ca. 130 cm <sup>2</sup>	7-8 kΩ
Komplette Handfläche ohne Daumen	ca. 112 cm <sup>2</sup>	10 kΩ
Fläche der vier Finger	ca. 56 cm <sup>2</sup>	15-16 kΩ
Fläche eines einzelnen Fingers	ca. 6 cm <sup>2</sup>	80-85 kΩ

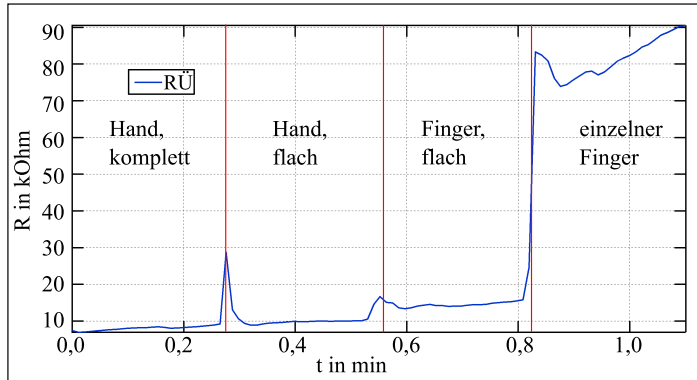


Abbildung 4.31: Messungen des Übergangswiderstandes bei unterschiedlichen Berührungsflächen. Dabei wurde die Fläche von der gesamten umschlossenen Hand (bis ca. 0,3 min) über die gesamte Handfläche (bis 0,5 min) über die aufgelegten Finger (bis 0,8 min) bis hin zu einem einzelnen Finger verringert.

### Elektrode vs. Berührung

Im nächsten Schritt wurde die Übertragung eines elektrischen Signals von einem Körper auf einen zweiten getestet. Dafür wurden an einer Person an beiden Unterarmen Elektroden angebracht, welche einen Strom mit einem 3 Hz-Sinussignal über eine angelegte Spannung von 10 mV eingespeist haben. Die Elektroden zur Spannungsmessung wurden an den Unterarmen des zweiten Probanden angebracht. Der Übergang wurde in einem Versuch durch Umfassen der Handgelenke der zweiten Person durch die erste Person hergestellt. In einem zweiten Durchlauf wurden stattdessen Klebeelektroden an den jeweiligen Unterarmen angebracht, welche mit einem Kabel verbunden wurden. Vor der Messung des Spannungssignals wurden die Haut- und Übergangswiderstände ermittelt. Die Hautwiderstände der ersten Person lagen bei 200 und 400 k $\Omega$ , die der zweiten bei 1 und 1,15 M $\Omega$ . Als Übergangswiderstände bei Hautkontakt wurden 18 und 20 k $\Omega$  bestimmt, 1,18 bzw. 1,3 M $\Omega$  betrug der Übergang durch das Kabel. Die Übergangswiderstände bei direktem Hautkontakt liegen deutlich unter den einzelnen Hautwiderständen, was den Beobachtungen des vorigen Abschnitts entspricht. Bei dem Kontakt über die Kabel entsprechen die Übergangswiderstände näherungsweise der Summe der Hautwiderstände, was auch dadurch, dass exakt dieselbe Fläche von den Elektroden abgedeckt wird, wie sie auch bei der reinen Widerstandsmessung verwendet wird, nachvollzogen werden kann. Unter der Annahme, dass die Hautwiderstände zwischen den beiden Messungen leicht abgenommen haben, kann gesagt werden, dass der indirekte Übergang über das Kabel durch eine echte Reihenschaltung der Hautwiderstände bestimmt

werden kann.  
Bei der Spannungsmessung wurde parallel zu dem am Empfänger ankommenden Signal die Spannung am Sender gemessen, die Ergebnisse sind in Tabelle 4.9 zu sehen, in Abbildung 4.32 und Abbildung 4.33 sind die Spannungsverläufe abgebildet.

Tabelle 4.9: Spannungsamplituden an Sender und Empfänger bei Übergang durch direkten Hautkontakt und Kabel sowie die jeweiligen Übergangswiderstände auf beiden Seiten.

Kontakt	$\hat{U}_{Sender}$	$\hat{U}_{Empfänger}$	$R_{\hat{U},1}$	$R_{\hat{U},2}$
Haut	5,0 mV	1,3 mV	18 k $\Omega$	20 k $\Omega$
Kabel	4,9 mV	1,0 mV	1 M $\Omega$	1,15 M $\Omega$

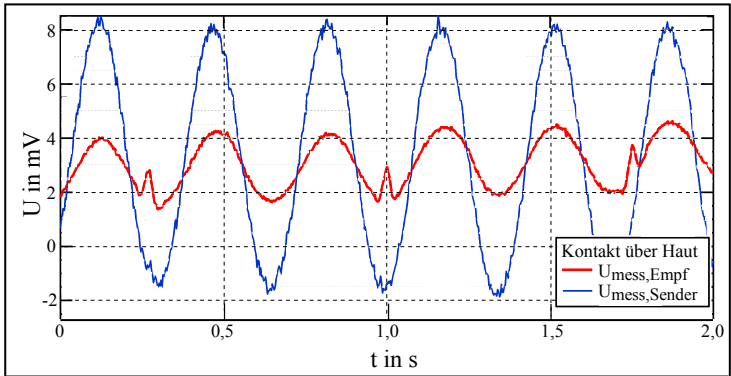


Abbildung 4.32: Messung eines eingespeisten 3 Hz-Sinussignals mit 10 mV Amplitude am Empfänger. Der Übergang wurde durch Umschließen der Handgelenke des Empfängers durch die Hände des Senders hergestellt.

Interessanterweise unterscheiden sich die gemessenen Spannungen bei direktem Hautkontakt und Übergang via Kabel kaum voneinander, obwohl die gemessenen Übergangswiderstände um einen Faktor von ungefähr 60 auseinander lagen.  
Ein zweiter überraschender Punkt ist, dass die gemessenen Spannungen am Empfänger deutlich größer sind als erwartet. Bei den gemessenen Übergangswiderständen, welche zusammen mit einem Körperwiderstand des Empfängers von ca. 2 k $\Omega$  einen Spannungsteiler bilden, würde sich das eingespeiste Signal bei direktem Hautkontakt auf 250  $\mu$ V reduzieren und damit um Faktor 6 unter dem gemessenen liegen. Im Fall des Kabels wäre das berechnete Signal mit 3,9  $\mu$ V sogar um Faktor 253 kleiner als



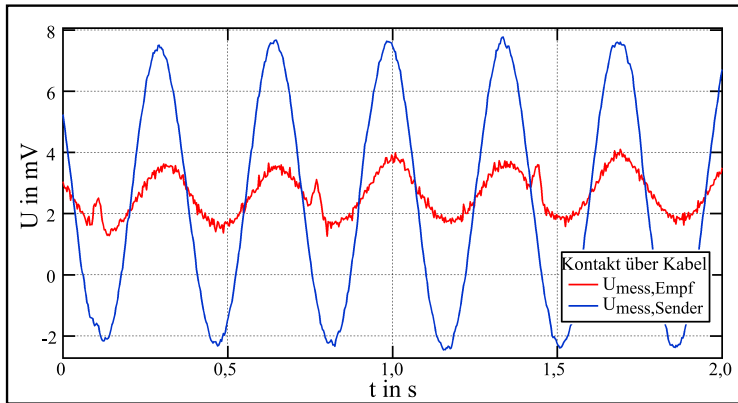


Abbildung 4.33: Messung eines eingespeisten 3-Hz-Sinussignals mit 10 mV Amplitude am Empfänger. Der Übergang wurde durch Klebeelektroden und ein Kabel zwischen den Unterarmen der Probanden hergestellt.

das gemessene.

Diese starke Abweichung zwischen Messung und Theorie lässt darauf schließen, dass das Ersatzschaltbild deutlich komplexer ist als angenommen. Die getroffene Vereinfachung, Parallelkapazitäten aufgrund der geringen Signalfrequenz zu vernachlässigen, könnte der Grund für die großen Abweichungen zwischen Messergebnis und Berechnung sein. Allerdings kann damit nicht erklärt werden, warum der Unterschied des Messsignals zwischen den beiden Übergangsarten direkter Hautkontakt und Kabel so gering ist, obwohl die Übergangswiderstände weit auseinanderliegen.

### EKG-Messung mit Dummy

Da das größte Problem bei der Detektion des Sender-EKGs im Empfänger dessen eigenes EKG ist, wurde die zweite Person zu Versuchszwecken durch eine Widerstandsschaltung ersetzt. Dieser Dummy bestand aus einer Reihenschaltung zweier 100 k $\Omega$ -Widerständen für die Haut mit einem 2 k $\Omega$ -Widerstand für den Körper. Der Sender hat die Drähte in die Hand genommen, das EKG-Signal wurde über dem 2 k $\Omega$ -„Körperwiderstand“ des Dummys gemessen. Parallel wurde das EKG der Versuchsperson aufgenommen und anschließend Mittelungen durchgeführt. Das Ergebnis ist in Abbildung 4.34 zu sehen.

Die R-Zacke ist ab ca. 50 Mittelungen sichtbar, diese ist mit etwa 3–4  $\mu$ V um Faktor 325 kleiner als das am Sender gemessene EKG. Eine elektrische Übertragung des EKGs aus dem Körper einer Person ist somit möglich und konnte zumindest an einem Dummy nachgewiesen werden. An einem menschlichen Körper, welcher ebenfalls biologische Störsignale wie ein eigenes EKG erzeugt, sollte dies generell ebenfalls möglich sein. Allerdings wäre die Anzahl der benötigten Mittelungen um ein Vielfaches größer.

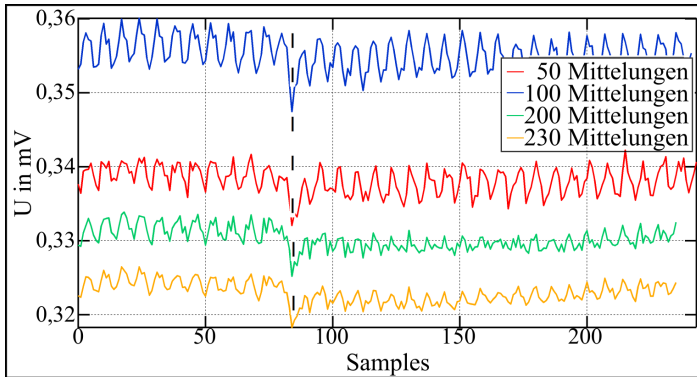


Abbildung 4.34: Messungen des EKGs über einem Dummy statt zweiter Versuchsperson. Das EKG wurde parallel an dem Sender aufgenommen und zur Mittelung genutzt.

Mit den im Versuch gemessenen Spannungen und (4.4) ergibt sich für ein Nutzsignal von  $4\text{ }\mu\text{V}$ , welches nach Mittelung genauso groß sein soll wie das Störsignal mit  $1,3\text{ mV}$  eine Mittelungsanzahl von 105625.

$$SNR(n) = \left( \frac{\text{Signal} \cdot \sqrt{n}}{\text{Rauschen}} \right) \quad (4.4)$$

Unter der Randbedingung, dass das EKG in Ruhe eine Frequenz von 60 Schlägen pro Minute aufweist, ergibt sich somit eine Messdauer von knapp 30 Stunden. Eine Durchführung dieser Messung wurde als nicht realisierbar eingestuft und daher auf sie verzichtet. Messungen über eine Zeit von 10 bis 15 Minuten mit bis zu 950 Mittelungen wurden durchgeführt, allerdings ohne dabei ein Sender-EKG detektieren zu können.

### 4.3.7 Diskussion der Ergebnisse

Die Haut ist ein hochkomplexes Organ, dessen elektrische Eigenschaften von vielen Faktoren abhängen. In den Messungen zum Hautwiderstand wurden große Unterschiede zwischen einzelnen Probanden, den Messstellen am Körper (rechter und linker Unterarm), zu unterschiedlichen Zeitpunkten sowie längeren Zeiträumen und bei verschiedenen Temperaturen untersucht. Bei Erwärmung der Haut an einer Stelle nimmt der Hautwiderstand an beiden Messstellen ab. Bei Verwendung unterschiedlicher Frequenzen des Einspeisestroms ist der kapazitive Anteil gut zu erkennen. Unter Stress, welcher in diesem Fall durch einen Schmerzreiz erzeugt wurde, bricht der Widerstandswert ebenfalls unabhängig von der Stelle, an welcher der Reiz gesetzt wurde, zusammen. Ein Erholen des Widerstandes setzt direkt mit Entfernen des Schmerzes ein.

Der Übergang zwischen zwei Personen lässt sich nicht direkt durch eine Addition der einzelnen Hautwiderstände erreichen. Sein Widerstand lag bei direktem Hautkontakt immer unter den einzelnen Hautwiderständen. Bei Verwendung von Klebelektroden und einem Kabel als Übergang wird ein höherer Übergangswiderstand gemessen, welcher durch die Summe der Hautwiderstände angenähert werden kann.

Der Übergangswiderstand ist abhängig von der Berührungsfläche: je größer der Hautkontakt, umso geringer fällt der Widerstand aus. Allerdings ist dieser Zusammenhang nicht umgekehrt proportional, so dass die reine Größe der Berührungsfläche nicht der einzige Einflussfaktor ist, sondern die ungleiche Verteilung der Schweißdrüsen über den Kontaktbereich als weiterer Einflussfaktor vermutet wird. Bei Einspeisung eines Signals in den Körper der ersten Person konnte in der zweiten der Signalverlauf aufgenommen werden. Eine Übertragung von elektrischen Signalen ist somit generell möglich. Interessanterweise ist die Differenz der Signalamplitude zwischen direktem Hautkontakt und Übergang mittels Kabel beinahe vernachlässigbar, obwohl die gemessenen Übergangswiderstände sich um Faktor 60 unterschieden haben. Diesem Phänomen könnte in zukünftigen Arbeiten weiter nachgegangen werden.

Das EKG einer Person konnte über einen aus Widerständen bestehenden Dummy an Stelle der zweiten Person nach 50 Mittelungen detektiert werden. Die Amplitude hat von der Hautoberfläche der Person zu dem Messsignal ungefähr um Faktor 325 abgenommen. Warum bei der Einspeisung eines Signals in einen Körper und Messung am zweiten Körper die Signalabnahme deutlich geringer ausfällt als bei Verwendung eines Dummies, konnte nicht geklärt werden. Bei Messung des EKGs einer Person unter Verwendung einer zweiten Person statt des Dummies tritt das Problem des eigenen EKGs der zweiten Person als Störung auf. Aufgrund der deutlich erhöhten Anzahl an nötigen Mittlungen konnte bei keiner Messung das EKG einer Person in einer zweiten nachgewiesen werden.

Nach den vorigen Untersuchungen kann davon ausgegangen werden, dass das Sender-EKG im Empfänger-EKG gemessen werden kann, wenn der Messzeitraum und die damit verbundene Anzahl an Mittelungen nur lang genug gewählt wird oder eine gute Methode gefunden wird, dass Empfänger-EKG anderweitig aus dem Messsignal zu eliminieren, ohne das enthaltene Sender-EKG ebenfalls zu beeinflussen.



# 5

## Zusammenfassung und Ausblick

Die Arbeit umfasst die kapazitive Messung von SSVEP-Signalen sowie einer Validierung der zugehörigen Stimulationserzeugung. Die Ausgangsfrage war hierbei, ob es durch eine Erweiterung der Stimulationsfrequenzen zu höheren Frequenzen möglich ist, den durch das  $\alpha$ -Band gestörten und durch Rauschen überlagerten Frequenzbereich bis ungefähr 12 Hz zu umgehen. Ein Einbeziehen höherer Frequenzen würde zusätzlich deren Anzahl erhöhen, so dass für BCI-Anwendungen mit vielen Entscheidungsmöglichkeiten die besten Frequenzen zur Stimulation ausgewählt werden können. Durch eine Studie mit 30 Probanden konnte bewiesen werden, dass ein SSVEP-Response bis 37 Hz gemessen werden konnte. Allerdings gab es große Unterschiede zwischen den einzelnen Probanden. Manche haben bessere Ergebnisse bei den höheren Frequenzen erzielt, während andere weniger stark auf sie angesprochen haben. Ein Ersetzen der bisher verwendeten Frequenzen ist daher nicht sinnvoll, die hohen Frequenzen bieten jedoch eine wertvolle Ergänzung. So ist in einer Pilotstudie bei einer Speller-machine mit zwölf Mustern bei Einsatz der hohen Frequenzen mehrfach eine Erkennungsrate von bis zu 100% erreicht worden, was mit den standardmäßig eingestellten Frequenzen von 10 bis 15,5 Hz kein einziges Mal auch nur annähernd geglückt ist.

Eine Auffälligkeit, welche während dieser Messungen beobachtet wurde, ist, dass die Signalamplituden nicht exakt bei den eingestellten Stimulationsfrequenzen lagen. Die Abweichungen waren über die Frequenzauflösung nicht zu erklären und über alle Probanden reproduzierbar. Ausgehend von dieser Beobachtung wurde eine Ursachenanalyse durchgeführt. Nachdem Abweichungen im cEEG-Aufnahmesystem ausgeschlossen werden konnten, wurde das real auf dem Monitor angezeigte Muster mittels Phototransistoren aufgenommen und sowohl im Zeit- als auch im Frequenzbereich ausgewertet. Im Frequenzbereich konnten dieselben Abweichungen wie in den SSVEP-Messungen nachgewiesen werden, was darauf schließen lässt, dass die Ursache in der Stimulationserzeugung zu suchen ist. Im Zeitbe-

reich haben sich bei jeder Messung zwei unterschiedliche Intervalldauern gefunden, welche jeweils den ganzzahligen Vielfachen der Framedauer des Monitors entsprachen, welche am nächsten zu der gewählten Frequenz lagen. Dass eine falsche Wahl der Stimulationsfrequenzen (kein ganzzahliger Teiler der BWR) nicht die einzige Ursache war, konnte an den Frequenzen festgestellt werden, welche theoretisch korrekt dargestellt werden müssten. Letztlich hat sich das Stimulationsprogramm selbst als Ursache herauskristallisiert. Durch Verwendung von Windows als nicht echtzeitfähiges System können sich an zwei Stellen Verzögerungen ergeben: zum einen beim Zugriff des Timers auf den CPU-Takt. Wird dieser zu spät ausgelesen, wird das Muster ebenfalls zu spät berechnet. Zum anderen wird ein berechnetes Bild über mehrere Hardwareabstraktionsebenen an den Bildspeicher und an die Graphikkarte gegeben, was seinerseits zu einer Verzögerung führt.

Dieses Problem konnte zum Ende der Arbeit durch ein Stimulationsprogramm, welches über DirectX an Windows vorbei über die Hardware-Abstraktionsschicht direkt auf die Graphikkarte zugreifen kann, gelöst werden. Die Einstellung der Stimulationsfrequenzen erfolgt hierbei indirekt über die Wahl, wie viele Frames abgewartet werden sollen, bis das Muster invertiert wird. Somit werden sowohl eine falsche Wahl der Stimulationsfrequenzen als Fehlerursache wie auch die durch Windows verursachte Verzögerung umgangen.

Allerdings ist anzumerken, dass auch vorher SSVEP-Signale messbar waren: Trotz des Wechsels zwischen zwei Periodendauern wurde im EEG ein Signal-Peak bei der mittleren Frequenz gemessen.

Für die Zukunft sollte die Stimulationserzeugung via DirectX mit dem Messprogramm synchronisiert werden und das bisherige BCI auf DirectX umgestellt werden. An dieser Stelle könnte eine Studie, die das Verhalten bei gezielt eingestellten Unregelmäßigkeiten oder anderer Tastverhältnisse analysiert, möglich werden. Außerdem kann bei der Auswertung überlegt werden, zusätzlich die höheren Harmonischen des Signals miteinzubeziehen. Bei vereinzelt Messungen waren diese sichtbar, allerdings bei so wenigen, dass in Anbetracht der anderen wichtigeren Fragen vorerst auf eine Umsetzung verzichtet wurde. Außerdem ist darüber nachzudenken, ein anderes Programm zur Datenaufnahme und -auswertung zu nutzen. Da die Matlab-Lizenzen für jede Version nur für fünf Jahre zur Verfügung gestellt werden und die Programme, welche in einer alten Version geschrieben wurden, nicht zwangsläufig auf einer neuen Version laufen, stellt sich die Frage, ob die Zeit, welche in das Umschreiben der Software auf eine neue Matlab-Version investiert wird, nicht sinnhafter genutzt werden könnte.

Hardwareseitig sollte über einen Neuaufbau des cEEG-Helms nachgedacht werden, bei welchem das Tauschen der Akkus sowie für Reparaturzwecke das Entnehmen von einzelnen Platinen erleichtert werden sollte. Anhand von Erfahrungen meiner Vorgänger ist die benötigte Zeit eines Neuaufbaus inkl. weiterer Optimierungen anhand der gesammelten Erfahrungen auf anderthalb bis zweieinhalb Jahre einzuschätzen, so dass dies in meiner dreieinhalbjährigen Doktorarbeit neben den in dieser Dissertation aufgeführten Forschungsarbeiten nicht mehr realisierbar war.

Als zweites Thema dieser Arbeit wurde die Messung von Haut- und Übergangswiderständen zwischen zwei Personen und einer Definition des Übertragungsverhaltens von elektrischen Signalen von einer Person auf eine zweite behandelt. Der Hautwiderstand unterscheidet sich von Person zu Person, vom rechten zum linken Unterarm und über die Zeit. Bei Wärmeeinstrahlung an einer Seite sinken die Widerstände an beiden Armen, bei Stresserzeugung durch Schmerz ebenfalls. Die Hautimpedanz ist frequenzabhängig, was auf eine Parallelkapazität hinweist. Die Messungen wurde daher mit nur 3 Hz durchgeführt, um den Einfluss der Kapazitäten gering zu halten.

Der Übergangswiderstand ist flächenabhängig: bei einer geringen Berührungsfläche ist der Widerstand groß, mit zunehmendem Hautkontakt sinkt er. Allerdings ist das Verhalten nicht anti-proportional, was durch evtl. Kapazitäten sowie die Verteilung der Schweißdrüsen über die Berührungsfläche begründet werden könnte. In jedem Fall war der Übergangswiderstand deutlich geringer als jeder einzelne Hautwiderstand.

Neben dem direkten Hautkontakt wurde ein Übergang durch ein Kabel zwischen an den Unterarmen der beiden Probanden angebrachten Elektroden erzeugt. Der auf diese Weise gemessene Übergangswiderstand hat sich näherungsweise als die Summe der Hautwiderstände der beiden Personen erwiesen.

Zur Untersuchung des Übertragungsverhalten wurde ein Signal in die eine Person eingespeist und dieses an der zweiten Person gemessen. War das Signal groß genug (10 mV), war es gut zu erkennen. Interessanterweise hatte das Signal sowohl bei direktem Hautkontakt als auch bei dem Übergang durch Kabel zwischen den Probanden ungefähr dieselbe Amplitude, obwohl sich die gemessenen Übergangswiderstände um Faktor 60 unterschieden haben. Der Ursache hierfür sollte in weiteren Arbeiten nachgegangen werden. Die Fragestellung, warum das gemessene Signal bei jedem Signal größer war als das berechnete, konnte nicht eindeutig geklärt werden, das Einfügen von Parallelkapazitäten in das Ersatzschaltbild wäre eine Möglichkeit dieses Abweichungen zu korrigieren.

Bei Messung des echten EKG-Signals über einen Widerstandsdummy konnte nach 50-facher Mittelung ein um Faktor 325 kleineres EKG detektiert werden. Es ist davon auszugehen, dass das EKG-Signal der ersten Person auch in einer zweiten Person nachweisbar ist, allerdings ist das Eigen-EKG zu groß, um es mit einer realistischen Anzahl von Mittelungen nachzuweisen. Sollte eine Fortsetzung des Projektes mit einem anderen Doktoranden angestrebt werden, sollte über eine Alternative zur Eliminierung des Empfänger-EKGs nachgedacht werden.





# Danksagung

Diese Doktorarbeit wäre ohne Unterstützung nicht möglich gewesen. Daher möchte ich an dieser Stelle folgenden Personen meinen Dank aussprechen:

- Prof. Schilling für die Bereitstellung der interessanten Themen und der Betreuung meiner Doktorarbeit
- Prof. Werning als Zweitprüfer und für die gute Zusammenarbeit in der Vorlesung „Grundlagen der Medizin für Ingenieure“ in den letzten Jahren
- Prof. Peiner für die Übernahme des Prüfungsvorsitzes
- Prof. Beier und Dr. Pauls von der Berliner Charité für die Möglichkeit an dem Projekt „SEMPER“ im Rahmen von „Kein Täter werden“ mitzuwirken
- allen Mitarbeitern des EMGs für die angenehme Arbeitsatmosphäre und die vielen netten, hilfreichen und aufmunternden Gespräche
- Christof Wehrmann für die tatkräftige Unterstützung bei allen Hardware-technischen Problemen, für seine Geduld, mir alles zu erklären, die Zeit, die er sich genommen hat, den cEEG-Helm wieder und wieder zu reparieren, die Hilfe beim Bau des cEKG-Demonstrators und dass ich mich immer auf ihn verlassen konnte
- meiner Büro-Nachbarin Sara Nazari-Asl für die nette Zeit und für ihr Verständnis in stressigen Zeiten
- den Institutsmitgliedern Ralf Behme, Tanja Coenen, Kerstin Franke, Georg Dornig, Gabriela Kurbach und Gabriele Weise für ihre Unterstützung
- der Werkstatt Hartmut Müller, Jan Pförtner und Harald Schmidt für ihre Hilfe und gute Lösungsansätze, auf die ich alleine nie gekommen wäre
- Thilo Viereck dafür, dass ich seine Dissertation als LaTeX-Vorlage nutzen durfte
- allen Probanden, die so freundlich und geduldig waren, sich für Messungen zur Verfügung zu stellen
- Clarissa Muhlack, Simon Gehring, Christof Wehrmann, Manuel Olze und Christian Kuhlmann für das Korrekturlesen
- meinen Studenten: Ying Su, Fabian Warnecke, Luyang Mu und Simon Gehring für die gute Zusammenarbeit und die Geduld, die sie teilweise mit mir haben mussten
- Ying Su, die mir während ihrer Masterarbeit eine Freundin geworden ist
- meinen Freunden für die Ablenkung von der Arbeit
- meinen Eltern und meinem Bruder für die Unterstützung während des Studiums und der Promotion und den Rückhalt, den sie mir gerade in stressigen Zeiten gegeben haben

- allen, die mich bislang auf meinem Lebensweg begleitet haben, allen voran meine lieben Nachbarn
- Christian Kuhlmann für die moralische Unterstützung und die guten Ideen, die mich oft weitergebracht haben, und dafür, dass er mein Privatleben bereichert hat, obwohl er zeitweise viel Nachsicht mit mir haben musste.

# Wissenschaftliche Publikationen

- Katharina Olze, Luyang Mu, Christof Jan Wehrmann, Meinhard Schilling:  
*Obstacles in Using a Computer Screen for Steady State Visually Evoked Potential Stimulation*  
Biomed Eng 2017, in Print

## Vorträge und Tagungsbeiträge

- Katharina Olze, Ying Su, Meinhard Schilling:  
*SSVEP measurements for BCI applications with higher frequencies based on capacitive EEG*  
Biomed Tech 2014, 59, S. 951 (2014)

## Betreute studentische Arbeiten

- Ying Su: *Optimierung von SSVEP-Mustern für BCI-Anwendungen*, Masterarbeit 2014
- Fabian Warnecke: *Benutzerfreundliche Test- und Auswertesoftware für cEEG-Messungen*, Bachelorarbeit 2014
- Sinan Barut: *Entwurf und Aufbau eines kapazitiven EKG-Demonstrators*, Bachelorarbeit 2014
- Luyang Mu: *Zusammenhang zwischen cEEG-Signalen und optischer Stimulation*, Masterarbeit 2015
- Simon Gehring: *Vielkanal-EKG mit integrierter Hautwiderstandsmessung*, Masterarbeit 2015



# Abbildungsverzeichnis

1.1	Beispielhafte cEEG-Messung: Das Rauschen im Bereich bis 15 Hz ist deutlich größer als bei Frequenzen bis 40 Hz. In diesem Fall handelt es sich um eine gute Messung, der SSVEP-Response bei 16,1 Hz sowie seine Harmonische bei 32,2 Hz können deutlich gesehen werden. . . . .	2
1.2	Beispielhafte cEEG-Messung: Im Gegensatz zu Abbildung 1.1 zeigt diese Messung den häufigeren Fall, dass das gesuchte EEG-Signal von Rauschen und Störungen dominiert wird. Der Response liegt in diesem Fall bei 14,92 Hz und es sind keine höheren Harmonischen zu erkennen. . . . .	3
2.1	Vereinfachte Skizze des Gehirns mit farblicher Gliederung in die vier Bereiche des Cortex, sowie Kleinhirn und Hirnstamm. . . . .	6
2.2	Vereinfachte Skizze eines Neurons mit Vergrößerung des synaptischen Spaltes zwischen zwei Neuronen. . . . .	7
2.3	Systematischer Aufbau einer kapazitiven Elektrode nach [5]. . . . .	13
2.4	Skizze des internationalen 10-20-Elektroden-Systems. . . . .	14
2.5	Schematische Funktionsweise des LCDs. . . . .	19
2.6	Ersatzschaltbild der Haut nach [46] mit $R_s = 30\text{ k}\Omega$ , $R_p = 90\text{ k}\Omega$ und $C_p = 0,5\text{ }\mu\text{F}$ bei einer Messfrequenz von 1 Hz. . . . .	20
3.1	Vereinfachtes Blockschaltbild des im 25-Kanal-Helm verwendeten Messsystems. Der Übersicht halber wurde auf die Darstellung aller 24 Elektroden sowie der zweiten Messelektronikplatine verzichtet. . . . .	22
3.2	Beispiel SFDR-Berechnung: Die Stimulationsfrequenz liegt bei 16,1 Hz; die gepunktete Linien bei 16,0 Hz und 16,2 Hz begrenzen den Bereich, in welchem das Signal gesucht wird. Der höchste Ausschlag zwischen den gepunkteten Linien bei 15,1 Hz und 17,1 Hz, den Signalbereich ausgeschlossen, wurde als maximale Rauschleistung genutzt. Die jeweils gefundenen Signal- und Rauschpeaks sind eingekreist. . . . .	27
3.3	GUI des BCI-Spellers. . . . .	30

3.4	Vergleich spektrale Empfindlichkeit des SFH300 von OSRAM (schwarz) nach [50] und der des menschlichen Auges bei photopischen Sehen (blau) nach [51]. . . . .	32
3.5	Schema der Helligkeitsmesskurve mit den ausgewerteten Parametern: a) mit dem Phototransistor aufgenommene Messkurve, b) schematisch dargestellte entsprechende SSVEP-Antwort. .	33
3.6	Ersatzschaltbild der Hautwiderstandsmessung. . . . .	35
3.7	Schematischer Aufbau des Datenaufnahmesystems [54]. . .	36
3.8	Aufbau eines Spannungs-Strom-Wandlers als Wechselstromquelle. X1 und X2 sind die Strom-einspeisenden Elektroden, X3 und X4 die Elektroden, über die die am Körper abfallende Spannung gemessen wird [54]. . . . .	38
3.9	Aufbau des EKG-Verstärkers [54]. . . . .	39
4.1	Verwendete Farbkombinationen . . . . .	45
4.2	Anzahl der Probanden, die bei der jeweiligen Farbe ihre besten SNR (grün) / SFDR (rot) / Amplitude (schwarz) erreicht haben. .	46
4.3	Mittelwerte der SNR-Werte der untersuchten Farben über alle Probanden sowie die jeweiligen Standardabweichungen. Die Auswertung erfolgte getrennt nach Stimulation mit 12 und 15 Hz, sowie dem Mittelwert der beiden. . . . .	47
4.4	Mittelwerte der SFDR-Werte der untersuchten Farben über alle Probanden sowie die jeweiligen Standardabweichungen. Die Auswertung erfolgte getrennt nach Stimulation mit 12 und 15 Hz, sowie dem Mittelwert der beiden. . . . .	48
4.5	Mittelwerte der auf die Maximalamplitude des Probanden normierten Amplituden bei den untersuchten Farben gemittelt über alle Probanden sowie die jeweiligen Standardabweichungen für die jeweiligen Farbkombinationen. Die Auswertung erfolgte getrennt nach Stimulation mit 12 und 15 Hz, sowie dem Mittelwert der beiden. . . . .	49
4.6	Beispiel: Amplitude für unterschiedliche Farbkombinationen bei 12 und 15 Hz für Proband 24. Die durchschnittliche Amplitude über alle Farbkombinationen für diesen Probanden ist mit schwarz für 12 Hz und rot für 15 Hz eingezeichnet. . . . .	50
4.7	Zweites Beispiel: Amplitude für unterschiedliche Farbkombinationen bei 12 und 15 Hz für Proband 25. Die durchschnittliche Amplitude über alle Farbkombinationen für diesen Probanden ist mit schwarz für 12 Hz und rot für 15 Hz eingezeichnet. . .	51
4.8	Beispiel: SNR für unterschiedliche Farbkombinationen bei 12 und 15 Hz für Proband 24. Das durchschnittliche SNR über alle Farbkombinationen für diesen Probanden ist mit schwarz für 12 Hz und rot für 15 Hz eingezeichnet. . . . .	52
4.9	Beispiel: SNR für alle Farbkombinationen bei 12 und 15 Hz für Proband 25. Sein durchschnittliche SNR über alle Farbkombinationen ist mit schwarz für 12 Hz und rot für 15 Hz eingezeichnet. . . . .	53

4.10	SFDR für alle Farbkombinationen bei 12 und 15 Hz für Proband 24. Das durchschnittliche SFDR des Probanden ist eingezeichnet. . . . .	53
4.11	SFDR für alle Farbkombinationen bei 12 und 15 Hz für Proband 25. Das durchschnittliche SFDR des Probanden ist eingezeichnet. . . . .	54
4.12	Beispielhaftes Messergebnis einer BCI-Messung mit niedrigen Frequenzen. Die Stimulationsfrequenzen sind durch gelbe Linien angezeigt, die von der Auswertesoftware als „gewählte Frequenz“ bestimmte ist mit rot markiert. Das Signal ist durch das Rauschen nicht zu erkennen. . . . .	56
4.13	Beispielhaftes Messergebnis einer BCI-Messung mit hohen Frequenzen. Das Signal hebt sich gut gegenüber dem Rauschen ab. . . . .	57
4.14	Mittlere Amplitude der SSVEP-Frequenzen über alle Probanden mit der jeweils zugehörigen Standardabweichung. . . . .	58
4.15	Amplituden der Probanden 20 (schwarz) und 22 (rot) bei den untersuchten Frequenzen. . . . .	59
4.16	Mittelwerte von SNR und SFDR über alle Probanden sowie die zugehörigen Standardabweichungen. . . . .	61
4.17	SNR-Ergebnisse der Probanden 20 (schwarz) und 22 (rot) bei den untersuchten Frequenzen. . . . .	62
4.18	Vergleich der SFDR-Ergebnisse der Probanden 20 (schwarz) und 22 (rot) bei den untersuchten Frequenzen. . . . .	63
4.19	Anzahl der Probanden, die bei der jeweiligen Frequenz ihr bestes SFDR erzielt haben (grün) und der Probanden, welche ein SFDR kleiner 1 hatten. . . . .	64
4.20	Beispielhafte Messung: der Signalpeak liegt bei 30,0 Hz, was der vom Signalgenerator erzeugten Frequenz entspricht. . . .	66
4.21	Beispielhafte Messung mit Spektrumanalysator: Die eingestellte Stimulationsfrequenz war 24 Hz, was einer Wechselfrequenz von 12 Hz entspricht. Der Peak liegt bei 11,906 Hz, was dem Mittelwert der LabVIEW-Messung mit 11,903 Hz nahekommt. . . .	67
4.22	Spektrum eines in Matlab anhand des Zeitverlaufes des Messsignals generierten reinen Rechtecksignals. Die Peaks befinden sich an den selben Frequenzen wie im Signalspektrum, so dass die wechselnde Intervalldauer sowie das Tastverhältnis als Ursache gewertet werden kann. . . . .	68
4.23	Schema, wie Frequenzen, die nicht ganzzahlige Teiler der Bildwiederholrate sind, auf dem Monitor angezeigt werden. Die Striche geben dabei den Takt der Bildwiederholrate BWR, die Nummer des aktuellen Frames, den Takt des gewünschten Musters mit den beiden Stimuli A (grau hinterlegt) und B sowie die Zeiten, zu denen das neue Muster real auf dem Monitor angezeigt wird, an. . . . .	70
4.24	Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite der Unterarme an mehreren Probanden. . . . .	80
4.25	Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite der Unterarme in Ruhe und in einer ruhigen Umgebung. . . . .	81

4.26	Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite der Unterarme in Ruhe aber in einer unruhigen Umgebung. . . . .	82
4.27	Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite der Unterarme während leichter Arbeiten am PC. . . . .	82
4.28	Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite eines Unterarms mit unterschiedlichen Frequenzen des eingespeisten Stroms. . . . .	83
4.29	Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite der Unterarme bei Wärmeeinwirkung am linken Arm durch eine Infrarotlampe zwischen Minute 1 und 2. . . . .	84
4.30	Messungen des Hautwiderstandes an der Innenseite der Unterarme vor und während eines Schmerzreizes. Der Schmerzreiz wurde an der rechten Hand, an der linken Hand und an der Wade jeweils zu Beginn der dritten Minute gesetzt. . . . .	85
4.31	Messungen des Übergangswiderstandes bei unterschiedlichen Berührungsflächen. Dabei wurde die Fläche von der gesamten umschlossenen Hand (bis ca. 0,3 min) über die gesamte Handfläche (bis 0,5 min) über die aufgelegten Finger (bis 0,8 min) bis hin zu einem einzelnen Finger verringert. . . . .	87
4.32	Messung eines eingespeisten 3 Hz-Sinussignals mit 10 mV Amplitude am Empfänger. Der Übergang wurde durch Umschließen der Handgelenke des Empfängers durch die Hände des Senders hergestellt. . . . .	88
4.33	Messung eines eingespeisten 3 Hz-Sinussignals mit 10 mV Amplitude am Empfänger. Der Übergang wurde durch Klebeelektroden und ein Kabel zwischen den Unterarmen der Probanden hergestellt. . . . .	89
4.34	Messungen des EKGs über einem Dummy statt zweiter Versuchsperson. Das EKG wurde parallel an dem Sender aufgenommen und zur Mittelung genutzt. . . . .	90



# Tabellenverzeichnis

4.1	Ergebnisse am Beispiel der Probanden 24 und 25. Es sind jeweils die Maximal- und Minimalwerte, die Werte für die häufig in Messungen verwendete Farbkombination Schwarz-Weiß (SW) und die in den vorigen Betrachtungen leicht vorne liegende Farbkombination Blau-Gelb (BG) der Amplitude, SNR und SFDR aufgeführt. Zum Vergleich ist der Mittelwert für den jeweiligen Parameter und den entsprechenden Probanden angegeben. Alle Ergebnisse sind nach 12 und 15 Hz getrennt.	50
4.2	Durchschnittliches SNR und SFDR für die einzelnen Stimulationsfrequenzen. In der zweiten Spalte ist dabei die Anzahl der Probanden, welche ihr bestes Ergebnis bei der jeweiligen Frequenz erzielt haben, sowohl nach SFDR und SNR angegeben. Dabei wurde die Anzahl der weiblichen Probanden in Klammern vermerkt. . . . .	60
4.3	Theoretisch vom Monitor darstellbare Musterfrequenzen bei einer Bildwiederholrate von 144 Hz. Gerundete Werte sind durch $\sim$ markiert. . . . .	70
4.4	Vergleich zwischen den in EEG-Messungen beobachteten Frequenzen $f_{SSVEP}$ und den gemittelten am Monitor mit Phototransistoren gemessenen angezeigten Musterfrequenzen $f_{photo}$ . Diese wurde verdoppelt, um einen Vergleich mit $f_{SSVEP}$ zu vereinfachen. Die Werte wurden jeweils auf die zweite Nachkommastelle gerundet, da aufgrund der EEG-Auflösung von ca. 0,03 Hz mehr Nachkommastellen zum Vergleich nicht sinnvoll sind. Die jeweiligen Abweichungen sowohl zwischen EEG und angezeigter Frequenz als auch zwischen EEG und der im Stimulationsprogramm eingestellten Frequenz $f_{stim}$ sind ebenfalls aufgeführt. Die Messung wurde jeweils am ASUS VG278HE mit 144 Hz Bildwiederholfrequenz, 100% Helligkeit und 80% Kontrast mit schwarz-weißen Schachbrettern durchgeführt. Die Frequenzen, welche einem ganzzahligen Teiler der Bildwiederholfrequenz entsprechen und somit vom Monitor darstellbar sein sollten, sind grün hinterlegt. Blau hervorgehoben ist der Sonderfall, dass bei zwei unterschiedlichen Stimulationsfrequenzen dieselben $f_{photo}$ und $f_{SSVEP}$ beobachtet wurden. . . .	73

4.5 Messung der gemittelten angezeigten Stimulationsfrequenz bei unterschiedlichen Bildwiederholraten. Die erwartete Frequenz ist dabei die halbe Stimulationsfrequenz. Die Messung wurde jeweils mit dem ASUS mit 100% Helligkeit und 80% Kontrast durchgeführt. Die Anzahl der Nachkommastellen wurde so gewählt, dass die geringen Abweichungen gut nachzuvollziehen sind. Die grün hinterlegten Zellen entsprechen bei der jeweiligen Bildwiederholrate einem ganzzahligen Teiler, während die beiden blau unterlegten Zeilen den zuvor beobachteten Sonderfall derselben Photo-Musterfrequenzen bei unterschiedlichen Stimulationsfrequenzen hervorhebt. . . . . 75

4.6 Vergleich der Periodendauern der eingestellten Stimulationsfrequenz mit den real gemessenen Photo-Intervalldauern sowie ihrer Anzahl. Die grün unterlegten Zeilen zeigen jeweils ein ganzzahliges Vielfaches von  $T_0$ . Hier sollte  $t_{photo}$  mit  $t_{stim}$  exakt übereinstimmen . . . . . 76

4.7 Vergleich zwischen den in EEG-Messungen beobachteten Frequenzen  $f_{SSVEP}$  und den über DirectX erzeugten Stimulationsfrequenzen  $f_{Dx}$  bei 144 Hz Bildwiederholrate.  $n_1$  und  $n_2$  ist dabei die Anzahl der Basisintervalle, die das Muster und das invertierte Muster angezeigt wurde.  $f_{Dx}$  wurde hierbei als Inverses des Mittelwertes der durch  $n_1$  und  $n_2$  vorgegebenen Intervalldauern definiert und entspricht daher direkt  $f_{SSVEP}$  ohne wie die Stimulationsfrequenz zum Vergleich verdoppelt werden zu müssen. Bei gleicher Anzahl von Frames für invertiertes und nicht-invertiertes Muster entspricht die SSVEP-Frequenz dem Inversen der jeweiligen Anzeigedauern, bei ungleicher Anzahl dem Mittelwert der beiden. . . . . 78

4.8 Gemessene Übergangswiderstände bei unterschiedlichen Berührungsflächen. . . . . 86

4.9 Spannungsamplituden an Sender und Empfänger bei Übergang durch direkten Hautkontakt und Kabel sowie die jeweiligen Übergangswiderstände auf beiden Seiten. . . . . 88

# Literaturverzeichnis

- [1] C. Fichter, „Brain-Computer Interfaces Geschichte, aktueller Stand und Perspektiven“, Nebenfacharbeit, Universität Zürich, Zürich, 2002 (siehe S. 1).
- [2] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller und T. M. Vaughan, „Brain-computer interfaces for communication and control“, *CLIN. NEUROPHYSIOL.*, Bd. 2002, Nr. 113, S. 767–791, 2002 (siehe S. 1).
- [3] T. W. Berger, J. K. Chapin, G. A. Gerhardt, D. McFarland und et al., *Brain Computer Interfaces: An international assessment of research and development trends*. Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2008 (siehe S. 1).
- [4] G. Dornhege, J. d. R. Millán, T. Hinterberger, D. J. McFarland und K.-R. Müller, *Toward Brain Computer Interfacing*. Cambridge: MIT Press, 2007 (siehe S. 1).
- [5] M. Oehler, „Kapazitive Elektroden zur Messung bioelektrischer Signale“, Dissertation, Technische Universität Carolo-Wilhelmina, Braunschweig, 2009 (siehe S. 1, 13–14, 21–22).
- [6] C. J. Wehrmann, „Aufbau eines drahtlosen kapazitiven Helmsystems“, Masterarbeit, Technische Universität Carolo-Wilhelmina, Braunschweig, 2011 (siehe S. 1, 21, 23).
- [7] M. Gerloff, „Kapazitives EEG-Helmsystem für BCI-Anwendungen“, Dissertation, Technische Universität Carolo-Wilhelmina, Braunschweig, 2017 (siehe S. 1, 21–22, 27, 29–30, 55).
- [8] H. Beck, S. Anastasiadou und C. Meyer zu Reckendorf, *Faszinierendes Gehirn: Eine gebildete Reise in die Welt der Nervenzellen*. Berlin, Heidelberg: Springer Spektrum, 2016 (siehe S. 5–6, 11).
- [9] S. Schaal, K. Kunsch und S. Kunsch, *Der Mensch in Zahlen - komplett: Eine Datensammlung in Tabellen mit über 20000 Einzelwerten*, 4. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer Spektrum, 2016 (siehe S. 6, 10–11, 19).
- [10] M. Costandi, *50 Schlüsselideen Hirnforschung*. Berlin, Heidelberg: Springer Spektrum, 2015 (siehe S. 6).
- [11] P. Husar, *Biosignalverarbeitung*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2010 (siehe S. 7, 13, 15).

- [12] S. Zschocke, *Klinische Elektroenzephalographie*, 2. Aufl. Heidelberg: Springer Medizin, 2002 (siehe S. 8).
- [13] M. Stöhr, J. Dichgans, U. Buettner und C. W. Hess, *Evozierte Potenziale*, 4. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag, 2005 (siehe S. 8, 11, 13).
- [14] K. Maurer, J. Eckert und N. Lang, *Praxis der evozierten Potentiale: Sep, Aep, MEP, Vep*. Dordrecht: Springer, 2005 (siehe S. 9, 11).
- [15] G. Bartl, G. van Lith und G. W. van Marle, „Cortical potentials evoked by a TV pattern reversal stimulus with varying check size and stimulus field“, *BR J OPHTHALMOL*, Nr. 62, S. 216–219, 1978 (siehe S. 9).
- [16] Harter und C. T. White, „Effects of contour sharpness and check-size on visually evoked cortical potentials“, *VISION RES*, Nr. 8, S. 701–711, 1968 (siehe S. 9).
- [17] Harter, „Evoked cortical responses to checkerboard patterns: effect of check-size as a function of retinal eccentricity“, *VISION RES*, Nr. 10, S. 1365–1376, 70 (siehe S. 9).
- [18] D. Regan, „An effect of stimulus colour on average steadystate potentials evoked in man“, *NATURE*, Nr. 210, S. 1056–1057, 1966 (siehe S. 9, 44).
- [19] M. Cheng, X. Gao, S. Gao und D. Xu, „Multiple color stimulus induced steady state visual evoked potentials“, *PROCEEDINGS OF THE 23RD ANNUAL EMBS INTERNATIONAL CONFERENCE*, S. 1012–1014, 2001 (siehe S. 9, 44).
- [20] M. Gerloff und M. Schilling, „Subject response variability in terms of colour and frequency of capacitive SSVEP measurements“, *PROCEEDINGS BMT 2012, JAHRESTAGUNG, JENA*, S. 95–98, 2012 (siehe S. 9, 44).
- [21] S. J. Luck, *An Introduction to Event-Related Potentials and Their Neural Origins // An introduction to the event-related potential technique*, Ser. Cognitive neuroscience. Cambridge, Mass.: MIT Press, 2005 (siehe S. 9).
- [22] G. D. Dawson, „A summation technique for the detection of small evoked potentials“, *ELECTROENCEPH. CLIN. NEUROPHYSIOL.*, Nr. 6, S. 65–84, 1954 (siehe S. 9).
- [23] N. Welsch und C. C. Liebmann, *Farben: Natur, Technik, Kunst*, 3. Aufl. / München: Elsevier Spektrum Akad. Verl., 2012 (siehe S. 10, 18).
- [24] C. Prediger. (2013), Adresse: <https://prediger.de/lichtberatung/lexikon/leuchtdichte.html> (besucht am 28. 10. 2016) (siehe S. 10).
- [25] M. Kondo und P. A. Sieving, „Post-Photoreceptor Activity Dominates Primate Photopic 32-Hz ERG for Sine-, Square-, and Pulsed Stimuli“, *INVESTIGATIVE OPHTHALMOLOGY & VISUAL SCIENCE*, Nr. 43, S. 2500–2507, 2002 (siehe S. 11).

- [26] A. Bolz und W. Urbaszek, *Technik in der Kardiologie: Eine interdisziplinäre Darstellung für Ingenieure und Mediziner*, 1. Aufl. Berlin, Heidelberg und s.l.: Springer Berlin Heidelberg, 2002 (siehe S. 12).
- [27] L. A. Geddes und L. E. Baker, *Principles of applied biomedical instrumentation*, 3. ed. New York: Wiley, 1989 (siehe S. 12–13, 81).
- [28] M. Linnemann, M. Kühl und T. Holletz, *Biochemie für Mediziner: Ein Lern- und Arbeitsbuch mit klinischem Bezug ; mit 186 Tabellen*, 7., neu bearbeitete und erweiterte Auflage, Ser. Springer-Lehrbuch. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2005 (siehe S. 12).
- [29] K.-P. Hoffmann und U. Krechel, „Geräte und Methoden der Klinischen Neurophysiologie (EEG, EMG/ENG, EP)“, in *MEDIZIN-TECHNIK*, R. Kramme und H. Kramme, Hrsg., Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2011, S. 129–168 (siehe S. 13, 15).
- [30] P. C. Richardson, „The insulated electrode: a pasteless electrocardiographic technique“, *PROCEEDINGS OF THE 20TH ANNUAL CONFERENCE ON ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY*, 1967 (siehe S. 13).
- [31] P. C. Richardson, F. K. Coombs und R. M. Adams, „Some new electrode techniques for long-term physiologic monitoring“, *AEROSPACE MEDICINE*, Nr. 39(7): S. 745–750, 1968 (siehe S. 13).
- [32] R. J. Prance, „An ultra-low-noise electrical-potential probe for human-body scanning“, *MEAS. SCI. TECHNOL.*, Nr. 11, S. 291–297, 2000 (siehe S. 13–14).
- [33] C. J. Harland, T. D. Clark und R. J. Prance, „Electric potential probes - new directions in the remote sensing of the human body“, *MEASUREMENT SCIENCE AND TECHNOLOGY*, Nr. 13, S. 163–169, 2002 (siehe S. 14).
- [34] M. Oehler, V. Ling, K. Melhorn und M. Schilling, „A multichannel portable ECG system with capacitive sensors“, *PHYSIOL. MEAS.*, Nr. 29, S. 783–793, 2008 (siehe S. 14, 22).
- [35] M. Oehler, P. Neumann, M. Becker, G. Curio und M. Schilling, „Extraction of SSVEP Signals of a Capacitive EEG Helmet for Human Machine Interface“, *PROCEEDINGS OF THE 30TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE IEEE EMBS*, S. 4495–4498, 2008 (siehe S. 14, 22).
- [36] H. H. Jasper, „Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography“, *CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY*, Nr. 10, S. 370–375, 1957 (siehe S. 14).
- [37] P. Schnabel, *Computertechnik-Fibel: [Grundlagen Computertechnik, Mikroprozessortechnik, Halbleiterspeicher, Schnittstellen und Peripherie]*, 4. Ed. Ludwigsburg, Im Hafer 6: Elektronik-Kompodium.de und P. Schnabel, 2015 // 2003 (siehe S. 16–17).
- [38] B. Bargaen und P. Donnelly, *Inside DirectX: Insider-Techniken für die Entwicklung leistungstarker Multimedia-Anwendungen*. Redmond, Washington: Microsoft Press, 1998 (siehe S. 17).

- [39] F. Braun, „ÜBER EIN VERFAHREN ZUR DEMONSTRATION UND ZUM STUDIUM DES ZEITLICHEN VERLAUFES VARIABLER STRÖME“, in *ANNALEN DER PHYSIK: F.A.C. GREN; L.W. GILBERT; J.C. POGGENDORFF*, G. Wiedemann und E. Wiedemann, Hrsg., Bd. 296, Leipzig: Verlag von Johann Ambrosius Barth, 1897, S. 552–559 (siehe S. 18).
- [40] A. Gärtner, „LCD-Monitore - Teil 1: Grundlagen und Technologie“, *MT-MEDIZINTECHNIK* 128, Nr. 2, S. 54, 2008 (siehe S. 18).
- [41] P. Weimer, „The TFT A New Thin-Film Transistor“, *PROCEEDINGS OF THE IRE*, Bd. 50, Nr. 6, S. 1462–1469, 1962 (siehe S. 18).
- [42] S. Silbernagl, A. Despopoulos, R. Gay und A. Rothenburger, *Taschenatlas Physiologie*, 8., überarb. und erw. Aufl. // 7., vollst. überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Thieme, 2007 (siehe S. 19).
- [43] J. P. Reilly, *Applied Bioelectricity: From Electrical Stimulation to Electropathology*. New York: Springer-Verlag, 1998 (siehe S. 20, 81, 84).
- [44] H. Freiberger, „Der elektrische Widerstand des menschlichen Körpers gegen technischen Gleich- und Wechselstrom“, Dissertation, Technische Hochschule Berlin, Berlin, 1933 (siehe S. 20).
- [45] T. Yamamoto und Y. Yamamoto, „Electrical properties of the epidermal stratum corneum“, *MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING*, Nr. 14, 2: 151–158, 1976 (siehe S. 20).
- [46] A. S. Berson und et al., „Skin-elektrode impedanca problems in electrocardiography“, *AMERICAN HEALTH JOURNAL*, Nr. 76.4, S. 514–525, 1968 (siehe S. 20).
- [47] M. Becker, „Visuell evozierte EEG-Potenziale für ein kapazitives Brain-Computer Interface“, Diplomarbeit, Technische Universität Carolo-Wilhelmina, Braunschweig, 2007 (siehe S. 25, 30).
- [48] M. Becker, „Aufbau und Inbetriebnahme eines 64-Kanal EEG-Systems“, Studienarbeit, Technische Universität Carolo-Wilhelmina, Braunschweig, 2006 (siehe S. 30).
- [49] Microsoft Windows. (2013). Windows dev center: Acquiring high-resolution time stamps, Adresse: [https://msdn.microsoft.com/de-de/library/windows/desktop/dn553408\(v=vs.85\).aspx#general\\_faq\\_about\\_qpc\\_and\\_tsc](https://msdn.microsoft.com/de-de/library/windows/desktop/dn553408(v=vs.85).aspx#general_faq_about_qpc_and_tsc) (besucht am 21.09.2016) (siehe S. 31).
- [50] OSRAM, *Datasheet Phototransistor SFH300*, 2014 (siehe S. 32).
- [51] Lexikon der Naturwissenschaften. (2000). Augenempfindlichkeit, Adresse: <http://www.spektrum.de/lexikon/neurowissenschaft/augenempfindlichkeit/1098> (besucht am 08.12.2016) (siehe S. 32).
- [52] I. J. Dambia Tenke, „Frequenzmessung von Testmustern für BCI-Anwendungen“, Bachelorarbeit, Technische Universität Carolo-Wilhelmina, Braunschweig, 2014 (siehe S. 34).

- [53] L. Mu, „Zusammenhang zwischen cEEG-Signal und optischer Stimulation“, Masterarbeit, Technische Universität Carolo-Wilhelmina, Braunschweig, 2015 (siehe S. 34).
- [54] S. Gehring, „Vielkanal-EKG mit integrierter Hautwiderstandsmessung“, Masterarbeit, TU Braunschweig, Technische Universität Carolo-Wilhelmina, Braunschweig, 2015 (siehe S. 34, 36, 38–39).
- [55] V. Crastan, Hrsg., *Elektrische Energieversorgung 1: Netzelemente, Modellierung, stationäres Verhalten, Bemessung, Schalt- und Schutztechnik*, 3. Auflage. Berlin/Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012 (siehe S. 35).
- [56] G. Biegelmeier, „Das vertretbare Risiko beim Schutz gegen schädlichen elektrischen Schlag für Gleichstrom“, *ELEKTROTECHNIK UND INFORMATIONSTECHNIK*, Nr. 124, 6: 200–208, 2007 (siehe S. 35).
- [57] T. O. Klingeberg, *Vital-sign-watch: Mobile Aufnahme von Vitalparametern: Zugl.: Braunschweig, Techn. Univ., Diss., 2015*, Ser. Berichte aus dem Institut für Elektrische Messtechnik und Grundlagen der Elektrotechnik. Berlin und Braunschweig: Mensch-und-Buch-Verl. und Univ.-Bibl, 2015, Bd. 50 (siehe S. 38).
- [58] D. O. Won, H. J. Hwang, S. Daehne, K. R. Müller und Lee SW, „Effect of higher frequency on the classification of steady-state visual evoked potentials“, *J. NEURAL ENG*, Nr. 13, S. 11–21, 2015 (siehe S. 63).
- [59] P. F. Diez, V. A. Mut, E. M. Perona und E. L. Leber, „Asynchronous BCI control using high-frequency SSVEP“, *J. NEUROENG. REHABIL.*, Nr. 8, S. 39, 2011 (siehe S. 63).
- [60] C. Kraft. (2012-11-26). Testbericht: Asus VG278HE, Adresse: <http://www.prad.de/new/monitore/test/2012/test-asus-vg278he-teil16.html#Bildaufbauzeit> (besucht am 08.12.2016) (siehe S. 71).
- [61] M. Nakanishi, Y. Wang, Y.-T. Wang, Y. Mitsukura und T.-P. Jung, *An Approximation Approach for Rendering Visual Flickers in SSVEP-Based BCI Using Monitor Refresh Rate: 3 - 7 July 2013, Osaka, Japan: 2013 35th annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. Piscataway, NJ: IEEE, 2013 (siehe S. 79).
- [62] P.-L. Lee, C.-L. Yeh, J. Y.-S. Cheng, C.-Y. Yang und G.-Y. Lan, „An SSVEP-based BCI Using High Duty-Cycle Visual Flicker“, *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, Bd. 58, Nr. 12, S. 3350–3359, 2011 (siehe S. 79).
- [63] I. Volosyak, H. Cecotti und A. Gräser, „Impact of Frequency Selection on LCD Screens for SSVEP Based Brain-Computer Interfaces“, *IWANN 2009*, Bd. 2009, S. 706–713, 2009 (siehe S. 79).
- [64] S. Grimnes, „Impedance measurement of individual skin surface electrodes“, *MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING*, Bd. 21, Nr. 6, S. 750–755, 1983 (siehe S. 81).

- [65] T. Yamamoto und Y. Yamamoto, „Analysis for the change of skin impedance“, *MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING*, Bd. 15, Nr. 3, S. 219–227, 1977 (siehe S. 81).
- [66] R. Plutchik und H. R. Hirsch, „Skin Impedance and phase angle as a function of frequency and current“, *SCIENCE*, Bd. 1963, Nr. 141, S. 927–928, 1963 (siehe S. 83).
- [67] L. A. Geddes und L. E. Baker, „The relationship between input impedance and electrode area in recording the ECG“, *MED.&BIOL. ENG.*, Bd. 1966, Nr. 4, S. 439–450, 1966 (siehe S. 83).
- [68] J. Rossel, J. Colominas, P. Riu, R. Pallas-Areny und J. G. Webster, „Skin Impedance from 1 Hz to 1 MHz“, *IEEE TRANS BIOMED ENG.*, Nr. 35, 8: 649–51, 1988 (siehe S. 83).
- [69] H. Frauendorf, W. Gelbrich, H. Kramer und W. Reimer, „Einfluss von lokaler Erwärmung auf die elektrische und thermische Leitfähigkeit der Haut und das Oberflächen-EMG“, *EUROPEAN JOURNAL OF APPLIED PHYSIOLOGY AND OCCUPATIONAL PHYSIOLOGY*, Bd. 33, Nr. 4, S. 339–346, 1974 (siehe S. 84).
- [70] R. Gudivaka, D. Schoeller und R. F. Kushner, „Effect of Skin temperature on Multifrequency Bioelectrical Impedance Analysis“, *J. APPL. PHYSIOL.*, Nr. 81, 2: 838–845, 1996 (siehe S. 84).
- [71] B. H. Cornish, B. J. Thomas und L. C. Ward, „Effect of temperature and sweating on bioimpedance measurements“, *APPLIED RADIATION AND ISOTOPES*, Bd. 49, Nr. 5–6, S. 475–476, 1998 (siehe S. 84).
- [72] Empatica. (2015), Adresse: <https://www.empatica.com/> (besucht am 08.12.2016) (siehe S. 84).
- [73] T. Fujita, Y. Fujii, S. F. Okada, A. Miyauchi und Y. Takagi, „Fall of skin impedance and bone and joint pain“, *JOURNAL OF BONE AND MINERAL METABOLISM*, Bd. 19, Nr. 3, S. 175–179, 2001 (siehe S. 84).
- [74] L. H. Riley JR und C. P. Richter, „Uses of the electrical skin resistance method in the study of patients with neck and upper extremity pain“, *JOHNS HOPKINS MED J*, 1975 (siehe S. 84).
- [75] Drummond PDC, „The mechanism of facial sweating and cutaneous vascular response to painful stimulation of the eye“, *PAIN*, 115:1417–1428, 1992 (siehe S. 84).
- [76] Edelberg, R., „Electrical Properties of the Skin.“, in *METHODS OF PSYCHOPHYSIOLOGY*, C. Brown, Hrsg., Baltimore: Williams Wilkins, 1967 (siehe S. 86).



# Erklärung

Hiermit versichere ich, die vorliegende Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe angefertigt zu haben. Die verwendete Literatur und sonstige Hilfsmittel sind vollständig angegeben.

Braunschweig, 31. Januar 2017

